

Der Einfluß verschiedener Überkronungs- werkstoffe auf das Schwingungsverhalten von Zähnen

von
Ralf Schley
aus
Celle



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548420_0070

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Professor Dr. M. Hofmann

Der Einfluß verschiedener Überkronungs- werkstoffe auf das Schwingungsverhalten von Zähnen

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
dem Fachbereich Medizin
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt
von
Ralf Schley
aus
Celle

Gedruckt mit Erlaubnis des Fachbereiches
Medizin der
Universität Erlangen - Nürnberg



Dekan : Prof. Dr. E. Rügheimer
Referent : Prof. Dr. M. Hofmann
Tag der mündlichen Prüfung : 28. April 1977

INHALTSVERZEICHNIS

Seite

1.	EINLEITUNG	1
2.	PROBLEMSTELLUNG	2
3.	LITERATURÜBERSICHT	4
4.	EIGENE UNTERSUCHUNGEN	6
4. 1.	Theoretische Vorbemerkungen	6
4. 2.	Versuchsanordnung	8
4. 3.	Voruntersuchungen am Phantommodell	18
4. 4.	Untersuchungen zum Schwingungsverhalten der Zähne am Phantommodell	23
4. 5.	Untersuchungen zum Schwingungsverhalten der Zähne an einer Versuchsperson	27
5.	ERGEBNISSE	32
5. 1.	Allgemeine Beschreibung der entstehenden Schwingungsbilder	32
5. 2.	Ergebnisse der Phantomversuche	35
5. 3.	Ergebnisse der Versuche an einer Versuchsperson	53
6.	ZUSAMMENFASSUNG	62
7.	ANHANG (Tabellen)	66
8.	SCHRIFTTUM	78

1. EINLEITUNG

Das menschliche Kauorgan besteht im Wesentlichen aus den Zähnen mit ihren Halteapparaten, den Kiefern mit den zahntragenden Alveolarfortsätzen und der Muskulatur.

Die Steuerung der Funktionen des Kauorgans erfolgt durch sensible Rezeptoren im Bereich der Zähne und des Desmodonts sowie propriorezeptive Organe der Muskulatur.

Die hauptsächliche Aufgabe der Zähne ist die Nahrungszerkleinerung. Die entstehenden Kaukräfte werden von den Parodontien aufgenommen und weitergeleitet. Dabei kommt es zu einer Beanspruchung des desmodontalen Faser- und Gefäßapparates.

Die physiologische Belastung der desmodontalen Gewebe erfolgt - analog zum Kauvorgang - axial und quasi - statisch. Dabei wird die Hauptmasse des Faserapparates beansprucht. Höher frequente Belastungsimpulse (Parafunktionen, Okklusionsstörungen) werden dagegen vorzugsweise durch die desmodontale Gewebsflüssigkeit im Sinne des Stoßdämpferprinzips abgepuffert.

Im Bereich der "physiologischen Norm" liegende Druckerschütterungen sind zur Ausdifferenzierung der funktionell orientierten desmodontalen Gewebe und zur Aufrechterhaltung funktionaler Strukturen notwendig.

Dagegen führen stark gesteigerte oder reduzierte funktionelle Reize zur traumatischen Zerstörung bzw. zur Inaktivitätsatrophie der Gewebe des Zahnhalteapparates.

Die Steuerung der Reize bzw. der Belastung, die den Strukturhalt der desmodontalen Gewebsanteile sicherstellen, erfolgt durch Rezeptoren der Pulpa und des Desmodonts.

2. PROBLEMSTELLUNG

Bei intaktem Kauorgan kann davon ausgegangen werden, daß die Größe und die Intensität von Kräften, die auf die Zähne bzw. deren Parodontien wirken, durch den sensiblen bzw. sensorischen Regelmechanismus auf die Belastbarkeit aller an der Kraftaufnahme beteiligten Gewebe abgestimmt ist.

Veränderungen in diesem Regelmechanismus, die beispielsweise bereits beim Ersatz des natürlichen Schmelzmantels der Zähne durch Kronen aus verschiedenen Materialien (Metall, Kunststoff, Keramik) nachweisbar sind, könnten auch zu Änderungen der Belastungsübertragung führen.

Die Entstehung von parodontalen Schäden oder die Verschlimmerung bereits bestehender Schäden am Zahnhalteapparat sind die möglichen Folgen.

Es ist bekannt, daß Patienten nach der Eingliederung eines prothetischen Zahnersatzes bei größeren Brückenkonstruktionen, aber auch bei Einzelkronen über unangenehme, häufig sogar schmerzhaft empfundene Empfindungen während des Zahnkontaktes klagen.

Dies gilt besonders für impulsförmige, kurzzeitig wirkende und meist unkontrolliert ausgeführte Okklusalkontakte, wobei die unangenehmsten Empfindungen besonders im Zusammenhang mit Metallkaufächen, aber auch Mineralkaufächen auftreten. Prothetischer Ersatz aus reinem Kunststoffmaterial wird dagegen als "angenehm" empfunden. Diese Beobachtung legt die Vermutung nahe, daß durch das Überkronungsmaterial das Belastungs- und Bewegungsverhalten der Zähne und damit auch ihr sensorisches Empfinden verändert wird. Die Reizantwort kann dabei sowohl vom Desmodont als auch von noch nicht lokalisierbaren Rezeptoren in den Zahnhartsubstanzen ausgehen.

Mit der vorliegenden Arbeit soll untersucht werden, inwieweit das Bewegungsverhalten der Zähne während der Belastungsübertragung bei Verwendung unterschiedlicher Überkronungsmaterialien einer meßbaren Veränderung unterworfen ist.

Zur Beurteilung des Einflusses unterschiedlicher Überkronungsmaterialien auf das

Bewegungs- und Schwingungsverhalten der Zähne müssen folgende Fragen geklärt werden :

1. Welches Bewegungs- bzw. Schwingungsverhalten zeigt ein Zahn bei impulsförmiger Belastung in vertikaler Richtung ?
2. Können Überkronungsmaterialien im Vergleich zum natürlichen Schmelzmantel der Zähne das Belastungs- bzw. Schwingungsverhalten des Desmodonts verändern ?
3. Beeinflusst das Befestigungsmaterial von feststehendem Zahnersatz die Belastungsübertragung an den Zähnen ?
4. Welche Zusammenhänge bestehen zwischen Überkronungsmaterial und Energieaufnahme während bzw. nach der stoßhaften Belastung eines Zahnes ?

3. LITERATURÜBERSICHT

Die bisher beschriebenen Meßmethoden dienten in erster Linie dazu, sowohl die physiologische als auch die pathologische Zahnbeweglichkeit mit Hilfe unterschiedlicher meßtechnischer Einrichtungen objektiv zu erfassen, um so eine Aussage über den jeweiligen parodontalen Zustand eines Gebisses bzw. einzelner Zähne machen zu können.

Bei den Zahnbeweglichkeitsmessungen bediente man sich mechanischer und elektronischer Meßmethoden. Eine mechanische Meßmethode wurde erstmalig von HEINROTH (10) beschrieben. Er belastete einen Zahn mit Gewichten und registrierte die Auslenkung über ein Hebelsystem auf einer rotierenden Trommel. ELBRECHT (7) und WERNER (31) belasteten Zähne mit definierten Kräften und bestimmten die Auslenkungsstrecke mit einer Meßuhr bzw. einem Meßstäbchen, das an einem Nachbarzahn befestigt war.

MÜHLEMANN (22) veröffentlichte 1951 die bisher umfassendsten und exaktesten Angaben über eine mechanisch arbeitende Meßapparatur. Seine Methode war bisher die einzige, die auch eine praktische Bedeutung auf dem Gebiet der Parodontologie erlangte. Mit einem Spezialabformlöffel und Abdruckgips wurde eine empfindliche Meßuhr an einer Zahnreihe fixiert. Die zu messenden Zähne blieben von Gips frei. Nachdem der Taster der Meßuhr auf einen Zahn eingestellt war, wurde dieser mit einem Dynamometer belastet.

ZWIRNER (32) geht zum ersten Mal auf eine elektronische Meßtechnik über. Er stellt die Auslenkungskurve eines Zahnes mit einem kapazitiven Meßwertwandler auf dem Bildschirm eines Oszillographen dar.

PICTON (25) analysierte die Auslenkung eines Zahnes mit einem Dehnungsmeßstreifen.

PARFITT (24) bestimmte erstmalig die axiale Zahnbeweglichkeit mit einer induktiven Meßvorrichtung. Eine durch die Zahnbeweglichkeit verursachte Lageänderung einer Meßsonde erzeugt in zwei Induktionsspulen eine Spannung, die verstärkt und registriert wird.

Das induktive Meßverfahren wurde auch in den von KÖRBER (15) und HOFMANN (11) veröffentlichten Arbeiten über die Zahnbeweglichkeit verwendet. Dabei findet bei KÖRBER das berührungslose Messen, bei dem der Zahn nicht in direkter Verbindung mit dem induktiven Wegaufnehmer steht, häufig Verwendung.

Neben der Zahnbeweglichkeit war auch das Schwingungsverhalten der Zähne Gegenstand verschiedener Untersuchungen. So bestimmten ANDRAE, EICHNER und ROHRBACH (1) die Eigenschwingung menschlicher Zähne mit einem Induktionsschwingungsmesser. Sie definieren die Eigenfrequenz eines Zahnes als eine Größe die von der Masse, der Massenverteilung, sowie der Geometrie des Zahnes und den Eigenschaften seines Parodontiums abhängig ist.

KÖRBER (15) stellte dagegen in seinen Untersuchungen fest, daß Schwingungen im Bereich der Eigenfrequenz der Zähne ausschließlich Biegeschwingungen der Zahnhartsubstanzen sind.

Untersuchungen, die in ihrer Zielsetzung denen der vorliegenden Arbeit entsprechen, konnten in der Literatur bisher nicht gefunden werden.

Nur in Arbeiten von MARTINKOW (20) und LUDWIG (19) wird beschrieben, daß zwischen der Oberflächenbeschaffenheit (Zahnhartsubstanzen, Überkronungsmaterialien) eines Zahnes und seiner Belastbarkeit eine Verbindung bestehen könnte. Sie konnten zeigen, daß nicht nur desmodontale Rezeptoren, sondern auch solche im Bereich der Zahnhartsubstanzen ein Bestandteil des sensorischen Regelmechanismus des Kauorgans sind.

Zu einer ähnlichen Annahme kamen 1955 auch schon LOEWENSTEIN und RATHKAMP (18), als sie die Berührungsschwellen vitaler und avitaler Zähne untersuchten.

SCHULTE (27) stellte in seinen Arbeiten über unterschiedliche Aufbißbehelfe ebenfalls ein Gedankenmodell zur Diskussion, bei dem die Reizantwort während der Belastung eines Zahnes nicht nur vom Desmodont, sondern auch von Rezeptoren in den Zahnhartsubstanzen ausgeht.

BOLLINGER und LUKAS (4) versuchten an intakten Eckzähnen ebenfalls ein Rezeptorsystem in den Zahnhartsubstanzen nachzuweisen, indem sie das Belastungsempfinden während der Belastung dieser Zähne untersuchten.

4. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

4. 1. Theoretische Vorbemerkungen

Wie aus den Untersuchungen von ANDRAE u. a. (1) hervorgeht, kann ein Zahn durch impulsförmige Belastungen in Schwingungen versetzt werden. Nach physikalischer Betrachtungsweise stellt also ein Zahn mit den ihn umgebenden Gewebsanteilen ein schwingungsfähiges System dar. Ähnlich wie jeder andere schwingungsfähige Körper wird auch ein Zahn beim Einwirken einer äußeren Kraft eine Auslenkung aus seiner Ruhelage erfahren. Nach dem Fortfall der von außen wirkenden Kraft wird er in seine Ruhelage zurück oder aber auch über diese hinausschwingen. In diesem Fall würde der Zahn mit seiner Eigenschwingung schwingen, da ihm von außen keine weitere Energie zur Aufrechterhaltung seiner Schwingungsfähigkeit zugeführt wird. Da die bei jeder Schwingung aufgewendete Energie innerhalb des Schwingungsvorganges allmählich verbraucht wird, nimmt die Schwingung kontinuierlich ab. Die Dämpfung einer Schwingung hat ihre Ursache darin, daß die von außen kurzzeitig auf den Zahn einwirkende Kraft den Schwingungsvorgang zwar auslöst, infolge des Gewebewiderstandes aber gleichzeitig eine mehr oder minder große Verformungsarbeit innerhalb der Zahnhartsubstanzen und des Desmodonts geleistet wird. Die Dämpfung beeinflusst die Schwingungsfrequenz und -amplitude und kann so groß sein, daß überhaupt keine Schwingung mehr zustande kommt. Sie wird in der Physik als der Quotient zweier aufeinanderfolgender gleichsinniger Schwingungsamplituden definiert.

Das Dämpfungsverhältnis stellt gewissermaßen eine Art "Indikator" für alle diejenigen verschiedenen Größen dar, die einen Schwingungsablauf beeinflussen können. Es ist geeignet zur Beurteilung von Änderungen im Schwingungsverhalten des Systems Zahn-Parodont, sofern das ermittelte Dämpfungsverhältnis mit dem einer standardisierten, der Norm entsprechenden Schwingungskurve verglichen wird.

KÖRBER (15) macht sich in der von ihm beschriebenen "Elektronischen Perkussionsdiagnostik" neben dem Dämpfungsverhältnis noch andere bei der Zahn-

schwingung ständig wiederkehrende Schwingungscharakteristika wie die Eigenfrequenz, die Höhe der Amplitude bzw. der sogenannten Gegenamplitude, den Gesamtschwingweg und den quasistatischen Rücklauf bei der Beurteilung der Parodontopathien zu Nutze. Allerdings gelangen bei dieser Untersuchungsmethode nur solche Schwingungsbilder zur Auswertung, die bei der Bewegung oberer Frontzähne in oro-vestibulärer Richtung entstehen.

Bei unseren Untersuchungen bedienten wir uns ähnlicher Betrachtungsweisen, wie sie oben beschrieben wurden, jedoch mit anderer Zielsetzung. Uns ging es in den vorliegenden Untersuchungen nicht darum, wie sich das Schwingungsverhalten eines Zahnes mit dem Zustand seines Parodonts verändert, um damit Aussagen über die parodontalen Verhältnisse machen zu können.

Uns interessierte vielmehr, ob durch einen prothetischen Eingriff wie ihn eine Überkronung darstellt, das Schwingungsverhalten eines Zahnes entscheidend beeinflußt werden kann.

Eine Beeinflussung des Schwingungsverhaltens ist möglich durch:

1. Die Veränderung der schwingungsfähigen Gesamtmasse eines Zahnes bei einer Überkronung.
2. Den Ersatz der natürlichen Zahnhartsubstanz (besonders des Schmelzes) mit Materialien unterschiedlicher physikalischer Eigenschaften (E-Modul, Bruch- und Biegefestigkeit, Härte usw.), die auch Einfluß auf die Kraftübertragung nehmen können.

Es ist anzunehmen, daß impulsförmige Zahnbelastungen im Hinblick auf unterschiedliche Kauflächenmaterialien sowohl mit Änderungen der Zahnauslenkung als auch mit unterschiedlicher Energieaufnahme verbunden sind.

Zur Untersuchung und Beurteilung der physikalischen Vorgänge muß die Versuchsanordnung die Erfassung bzw. Errechnung folgender Meßdaten ermöglichen:

1. Vertikalauslenkung eines Zahnes.
2. Schwingungsfrequenz eines Zahnes.
3. Dämpfungsverhältnis der Schwingung.
4. Energieaufnahme des schwingenden Systems.

4. 2. Versuchsanordnung

Im Wesentlichen setzt sich die Versuchsanordnung aus folgenden Geräten zusammen :

1. Erregergerät zur Auslösung impulsförmiger Zahnbelastungen mit elektronisch arbeitender Zeitmessungsvorrichtung zur Bestimmung der Energieaufnahme des schwingenden Systems.
2. Induktives Meßsystem zur Registrierung der Vertikalauslenkung und des Schwingungsverhaltens der Versuchszähne.
3. Elektronische Hilfsgeräte zur Auswertung der Meßsignale.

4. 2. 1. Aufbau des Erregergerätes

Ein Hebel (Messingrohr, Außendurchmesser 5 mm, Innendurchmesser 3 mm, Länge Hebel 1: 17 cm, Hebel 2: 10 cm) ist in seiner Mitte drehbar gelagert (Abb. 1).

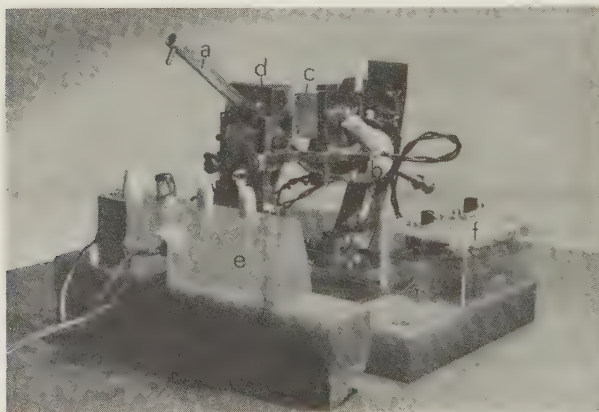


Abb. 1: Erregergerät und Phantommodell

- a Hebel b Auslösevorrichtung
c Lichtschranken 1 und 2
d Lichtquelle e Phantommodell
f Vorverstärker (Photoelemente)

Unter dem Hebel ist in teleskopierenden Metallhülsen eine Druckfeder angebracht. Sie liefert dem Hebel die nötige Bewegungsenergie. Der eigentliche Stoß am Versuchszahn erfolgt durch den am vorderen Ende des Hebels befindlichen Schlagbolzen. Die elektromagnetische Auslösevorrichtung dient zum einen der Auslösung des Hebels, zum anderen aber auch seiner Arretierung vor und nach erfolgtem Stoß. Dadurch wird sichergestellt, daß der Hebel den Zahn nicht noch ein zweites Mal berühren kann.

Zur Messung der Vor- und Rücklaufzeiten des Hebels wurden 2 Lichtschranken (Photoelemente mit gegenüberliegenden punktförmigen Lichtquellen) angebracht.

Alle beschriebenen Teile des Erregergerätes können in bestimmten Grenzen frei verstellt und so den Versuchsgegebenheiten angepaßt werden.

Da in den verschiedenen Versuchsreihen unterschiedliche Hebel (Länge, Gewicht) zur Anwendung kommen sollten, konnten die beiden Achslager durch eine horizontal angebrachte Stellschraube soweit voneinander entfernt werden, daß sich die Hebel samt ihren Achsen leicht austauschen ließen. Gleichzeitig konnte durch das Zusammendrehen der Stellschraube das Spiel zwischen der Hebelachse und den beiden Lagern beeinflußt werden.

4. 2. 2. Funktion des Erregergerätes

Die freie Eigenschwingung eines Zahnes sollte in unseren Versuchsreihen durch einen kurzen Stoß bzw. Schlag mit dem Schlagbolzen an dem einen Ende des Hebels unseres Erregergerätes ausgelöst werden.

Bei der Drehbewegung des Hebels gingen wir von folgenden idealisierten Vorstellungen aus:

1. Luft-, sowie der Reibungswiderstand in den Drehlagern sollten vernachlässigt werden, da für alle Versuchsreihen die gleichen Versuchsbedingungen vorlagen.
2. Die Verteilung der trägen Masse des Hebels wurde als streng symmetrisch zur Drehachse und zur Längsachse des Hebels angenommen.

3. Nach der Trennung von Hebel und völlig entspannter Druckfeder sollten die Massenpunkte des Hebels eine gleichmäßige Kreisbewegung um die Drehachse mit dem Radius r_i ($i = 1 \dots n$) ausführen, d. h. die Winkelgeschwindigkeit ω des Hebels sollte ebenfalls gleichmäßig bzw. konstant sein.

Die Annahmen im Punkt 3 waren die Grundlage für unsere energetischen Untersuchungen, die uns ein Bild darüber vermitteln sollten, wieviel Energie der Hebel aus seiner Bewegung während des Stoßes an den Zahn übertragen würde.

Da die Energie bei einer Rotationsbewegung als:

$$(1) \quad E_{\text{rot}} = \frac{1}{2} \Theta \omega^2 \quad E_{\text{rot}} = \text{Rotationsenergie}$$

definiert ist, mußte zunächst das Trägheitsmoment Θ und die Winkelgeschwindigkeit ω des Hebels bestimmt werden.

Das Trägheitsmoment der in den einzelnen Versuchen verwendeten Hebel ergibt sich aus der Beziehung:

$$(2) \quad \Theta = \frac{m l^2}{12} + m \cdot \frac{R^2}{4} + \frac{r^2}{4}$$

m = Masse r = Innendurchmesser
 l = Länge R = Außendurchmesser

Da die Winkelgeschwindigkeit ω der gleichmäßigen Drehbewegung des Hebels durch die Formel:

$$(3) \quad \omega = \frac{\varphi}{t} = \text{const.}$$

definiert wird, mußten sowohl der Drehwinkel φ als auch die Zeit t ermittelt werden.

Waren der Drehwinkel φ und die Zeit t ermittelt, so konnte in Formel (1) die Formel (3) eingesetzt werden.

$$(4) \quad \Delta E_{\text{rot}} = \frac{M}{2} \cdot \frac{\varphi^2}{t_1^2} - \frac{M}{2} \cdot \frac{\varphi^2}{t_2^2} = \frac{M \cdot \varphi^2}{2} \cdot \left[\frac{1}{t_1^2} - \frac{1}{t_2^2} \right]$$

(t_1 = Zeit für die Hinbewegung des Hebels,

t_2 = Zeit für die Rückbewegung des Hebels).

Damit ließ sich der tatsächlich auf dem Zahn verbleibende Energiebetrag bestimmen, da ΔE_{rot} die Differenz aus der Energie der Drehbewegung des Hebels vor und nach dem Stoß darstellt.

4. 2. 2. 1. Zeitmessung von t_1 und t_2 Winkelbestimmung φ

Der Hebel unterbricht während seiner Drehung die Lichtstrahlen der beiden Lichtschranken des Zeitmeßsystems (Abb. 2).



Abb. 2: Photographische Ermittlung des Drehwinkels φ .

Die Positionen a und b werden durch Unterbrechung der beiden Lichtschranken markiert.

Die Lichtschranken sind in einem Abstand von 7 mm zueinander angeordnet und befinden sich im Bereich der gleichförmigen Drehbewegung des Hebels. Unterbricht der Hebel den ersten Lichtstrahl, so wird ein elektronischer Zähler gestartet, der Taktpulse der Frequenz 10 kHz solange zählt, bis der Hebel den 2. Lichtstrahl durchläuft. Der Zählvorgang bricht ab und der Inhalt des Zählers gibt die Zahl von Millisekunden wieder, die der Hebel für seine Drehbahn von der Lichtschranke 1 bis zur Lichtschranke 2 benötigt hat (Zeit t_1). Nach dem elastischen Stoß auf dem Zahn kehrt der Hebel seine Drehrichtung um und durchläuft die beiden Lichtschranken in umgekehrter Reihenfolge. Beim Passieren der Lichtschranke 2 wird ein zweiter elektronischer Zähler, der ebenfalls von einem Taktsignal der Frequenz 10 kHz gespeist wird, gestartet. Durch die Unterbrechung der Lichtschranke 1 wird der Zählvorgang gestoppt (Zeit t_2). Die Schaltung der elektronischen Zeitmessung war so angelegt, daß Mehrfachzählungen - etwa bedingt durch unabsichtliches Auslösen des Hebels - unmöglich waren. Erneute Zählvorgänge und somit Zeitmessungen konnten erst erfolgen, wenn beide Zählgeräte auf Null gesetzt wurden.

Die Bestimmung des Drehwinkels φ erfolgte auf photographischem, ebenfalls durch das Zeitmeßsystem gesteuertem Wege. Zunächst wurde eine Spiegelreflexkamera so auf das Erregergerät ausgerichtet, daß die optische Achse des Linsensystems der Kamera in ihrer gedachten Verlängerung genau mit der Drehachse des Hebels zusammenfiel. Anschließend wurden die beiden einzig möglichen Hebelstellungen, die eine genaue Winkelbestimmung gewährleisteten, bei vollständig geöffnetem Kameraverschluß mit einem äußerst kurz belichtenden Elektronenblitz photographiert. Um eine vorzeitige Belichtung des Films nach der Öffnung des Verschlusses durch das Tageslicht zu verhindern, wurden zwei Polarisationsfilter vor das Kameraobjektiv gesetzt. Eine ausreichende Belichtung des Films konnte nun erst mit Hilfe des Elektronenblitzes erfolgen.

Die Auslösung des Elektronenblitzes erfolgte in ähnlicher Weise wie das schon zuvor beschriebene Starten der Zählgeräte. Bei Unterbrechung der Lichtschranke 1 wurde der Hebel in Position a (Abb. 2), bei Unterbrechung der Lichtschranke 2 in Position b photographiert. Auf einem vergrößerten Photo konnte anschließend

ein Drehwinkel von 12,5 Grad ermittelt werden. Aus den gemessenen Zeitwerten t_1 und t_2 sowie dem Wert für den Drehwinkel konnte nun nach den Formeln 3 und 4 (Vergl. S. 11) die Winkelgeschwindigkeit für den Hin- und Rückweg des Hebels und die Energieaufnahme ΔE_{rot} des Zahnes bestimmt werden.

Da es während der Versuche nicht möglich war, die Durchlaufzeit des Hebels auf der Meßstrecke zwischen den beiden Photoelementen während der Vorbewegung des Hebels völlig konstant zu halten, konnte bei der Auswertung nicht mit den tatsächlich errechneten Zeitwerten gerechnet werden, vielmehr wurden durch Umrechnung relative Meßwerte ermittelt. Diese konnten miteinander verglichen werden. Sie ließen auch Rückschlüsse auf den jeweils auf dem Zahn verbliebenen Energiebetrag zu, der sich als prozentualer Anteil der Bewegungsenergie des Hebels während der Vorbewegung darstellen ließ.

Aus rechnerischen Gründen bot sich für die Ermittlung der Relativwerte aus der Zeitmessung die Impulsänderung des Hebels an.

Definiert wird der Impuls P des drehenden Hebels durch:

$$(5) \quad P = \Theta \cdot \omega$$

(Θ = Trägheitsmoment des Hebels, ω = Winkelgeschwindigkeit)

Dafür kann man auch schreiben:

$$(6) \quad P = \Theta \cdot \varphi \cdot \frac{1}{t}, \quad \text{da } \omega = \frac{\varphi}{t}$$

Da in unserem Fall das Trägheitsmoment Θ und der Drehwinkel φ konstant blieben, kann man für (6)

$$(7) \quad P = \frac{c}{t} \quad (c = \Theta \cdot \varphi)$$

setzen.

Für die Vorlaufbewegung des Hebels galt nun:

$$(8) \quad P_1 = \frac{c}{t_1}$$

für seine Rücklaufbewegung:

$$(9) \quad p_2 = \frac{c}{t_2}$$

Da der Hebel während des Stoßes den Impuls ΔP an den Zahn abgegeben hat, lassen sich (8) und (9) zusammenfassen zu:

$$(10) \quad \Delta P = p_1 - p_2 = \frac{c}{t_1} - \frac{c}{t_2}$$

Die Impulsdifferenz ΔP aus jeder Messung wurde mit dem jeweiligen Anfangsimpuls p_1 in Beziehung gesetzt. Dazu wurde das relative Verhältnis $\frac{\Delta P}{p_1}$ gebildet.

Aus (8) und (10) ergibt sich danach:

$$(11) \quad \frac{\Delta P}{p_1} = \frac{t_1}{c} \cdot \left[\frac{c}{t_1} - \frac{c}{t_2} \right] = 1 - \frac{t_1}{t_2}$$

Durch diese Art der Betrachtung konnten nun auch, trotz unterschiedlicher Anfangszeiten t_1 bei den Einzelmessungen, gleichwertige Ausgangswerte für die Ermittlung der Energieabgabe an den Zahn gewonnen werden.

Analog zu den vorhergehenden Betrachtungen läßt sich für die kinetische Energie des Hebels auf seinem Hin- bzw. Rückweg schreiben:

$$(12) \quad E_1 = \frac{c}{t_1}^2, \quad (13) \quad E_2 = \frac{c}{t_2}^2, \text{ wobei } C = \frac{m \cdot r^2}{2}$$

Aus (12) und (13) läßt sich die an den Zahn abgegebene Energie

$$(14) \quad \Delta E = E_1 - E_2 = \frac{c}{t_1^2} - \frac{c}{t_2^2}$$

bilden. Für die relative Energieabgabe gilt dann:

$$(15) \quad \frac{\Delta E}{E_1} = \frac{t_1^2}{c} \cdot \left[\frac{c}{t_1^2} - \frac{c}{t_2^2} \right] = 1 - \frac{t_1^2}{t_2^2}$$

Gleichung (11) läßt sich folgendermaßen umformen :

$$(16) \quad \frac{\Delta P}{P_1} = 1 - \frac{t_1}{t_2} \rightarrow \frac{t_1^2}{t_2^2} = \left[1 - \frac{\Delta P}{P_1} \right]^2$$

Die Umformung aus Gleichung (16) kann nun in (15) eingesetzt werden, und man erhält für die relative Energieabgabe :

$$(17) \quad \frac{\Delta E}{E_1} = 1 - \left[1 - \frac{\Delta P}{P_1} \right]^2$$

Durch diese Umformung ließ es sich vermeiden, bei der Errechnung der relativen Energieabgabe mit den ungünstigen Quadraten der Zeiten t_1 und t_2 rechnen zu müssen. Außerdem war aus dem Verhältnis $\frac{\Delta E}{E_1}$ sofort abzulesen, wieviel Prozent der Bewegungsenergie des Hebels während t_1 des Stoßes an den Zahn abgegeben worden war.

Für die Zeitmessung t bedienten wir uns eines Verstärkers, der auf einem Steckbrett aus vorgefertigten integrierten Schaltkreisen zusammengesteckt worden war. Durch ihn wurden die von den beiden Photoelementen stammenden Signale verstärkt und die beiden unabhängig voneinander arbeitenden elektronischen Zählwerke gesteuert. An den elektronischen Anzeigen der Zählgeräte konnten die Zeitwerte sofort in Sekunden abgelesen werden.

4. 2. 3. Induktives Meßsystem

Die Übermittlung und Umsetzung der zu untersuchenden Bewegungsabläufe eines Zahnes in meß- und aufzeichnenbare elektronische Meßdaten erfolgte durch einen in unserer Abteilung eigens für kleine Wegänderungen entwickelten, induktiv arbeitenden Weggeber (Abb. 3 a, b).



Abb. 3 a: Induktives Meßsystem

1 Ferrittauchkern

2 Spule

3 Meßlehre (Hilfstteil zur Justierung des Meßsystems)

b: Meßlehre mit Kern und Spule zur Justierung vorbereitet

Der Weggeber besteht aus einer Spule und einem Ferritkern ; der Geber hat folgende technische Daten :

Gehäuse: Messing hartverchromt, Höhe 3 mm, Außendurchmesser 6 mm, Innendurchmesser 3 mm.

Spule: Wicklung 1,2 mm lang, Durchmesser innen 3,3 mm, außen 4,5 mm, 700 Windungen Kupferlackdraht ($\varnothing$ 0,04 mm) in zylindrischer Form in Ferritschalenkern eingebracht. Meßsignal durch unterschiedliche Eintauchtiefe eines Ferrittauchkerns. Meßfehler durch thermische Widerstandsänderung :
0.003 mV pro 1° C.

Die Auslegung des Gebers ermöglicht es, bei minimalen Wegänderungen relativ große Widerstandsänderungen zu erzeugen. Der Weggeber wird über eine externe Halbbrückenschaltung an einen Trägerfrequenzverstärker (Hellige TF 206008, 5 KHz, Eingangsempfindlichkeit 300 μ V) adaptiert. Die Meßsignale werden über einen Attenuator mit 1 - 1000-facher Abschwächung an ein Themoschreibwerk (Hellige HE 17, Grenzfrequenz 105 Hz) oder einen Speicherbild - Oszillographen weitergeleitet (Tectronix 512).

4. 2. 3. 1. Funktionsweise und Montage des Weggebers am Zahn

Die Schwingungsmessung erfolgte ohne mechanische Kopplung zwischen Zahn und Weggeber. Während der Zahnauslenkung pendelte der am Zahn befestigte Ferritkern innerhalb des Spulenkörpers frei auf oder ab. Die Spule war über eigene Halterungen befestigt. So konnte sie durch das Bewegungsverhalten des Zahnes nicht beeinflußt werden. Durch diese Anordnung war gewährleistet, daß von dem Meßsystem keine Kräfte ausgeübt werden konnten, die das Schwingungsverhalten des Zahnes beeinträchtigt hätten.

Kern und Spule waren zum Anbringen des Meßsystems am Zahn im Bereich der optimalen Linearität des Weggebers zueinander fixiert. Dazu diente eine spezielle "Meßlehre" (Abb. 3 b), die sich in die Innenbohrung der Spule einführen ließ und die auch gleichzeitig den Ferritkern aufnehmen konnte. Waren der Kern mit dem Zahn und die Spule mit ihrer Halterung verbunden, konnte die "Meßlehre" aus der Innenbohrung herausgezogen werden.

4. 2. 3. 2. Eichung und Bestimmung der Linearität des induktiven Meßsystems

Die Eichung des induktiven Meßsystems erfolgte mit Hilfe einer Mikrometerschraube (Kalibrierung 0,002 mm). Während des Eichvorgangs behielt die Spule eine feste Position bei, lediglich der Ferritkern ließ sich um den gewünschten Meßbetrag während der Vorschubbewegung der Mikrometerschraube frei in das Lumen der Spule hineinfahren. Zur Eichung wurde der Tauchkern ausgehend vom Zentrum

der Spule in Schritten von 0,01 mm in die Spule gefahren und die Meßsignale auf dem Oszillographen und dem Thermoschreibwerk registriert.

Eine Wegänderung von 0,01 mm ergab bei einfacher Abschwächung des Vorverstärkers auf dem Oszillographen eine Ablenkung von 1,142 cm (= Spannungsänderung von 24,84 mV, 1 cm Ablenkung = $8,76 \cdot 10^{-3}$ mm Wegänderung), auf dem Thermoschreibwerk eine Schreibbreite von 16 mm.

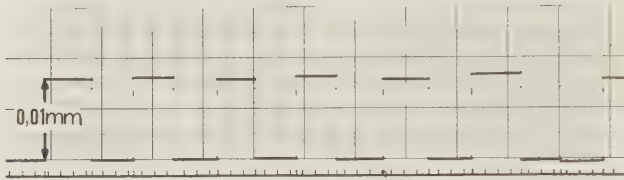


Abb. 4: Eichblatt des Weggebers (Attenuatorstellung: 1)

Das Meßsystem zeigt über eine Eintauchtiefe von 0,2 mm linearen Signalverlauf.

Der Bereich der besten Linearität war bei einer Eintauchtiefe des Ferritkerns zwischen 1,5 mm und 1,7 mm gegeben.

Auf Grund dieser Werte wurde die schon beschriebene "Meßlehre" hergestellt. Sie war so konstruiert, daß der Ferritkern genau in der Mitte des ermittelten Linearitätsbereiches fixiert werden konnte (mittlere Eintauchtiefe = 1,6 mm).

4. 3. Voruntersuchungen am Phantommodell

Zur Ermittlung einer Anordnung des Meßsystems, die eine möglichst reine Darstellung des Schwingungsverhaltens eines Zahnes unter gleichzeitiger Ausschaltung systembedingter Meßfehler erlaubt, führten wir zunächst in drei Versuchsreihen Voruntersuchungen an einem Phantommodell mit intakten Zähnen durch.

4. 3. 1. Versuchsanordnung

Das Phantommodell bestand aus einem Autopolymerisatblock (Paladur, glasklar). In diesen Block waren vor seiner Auspolymerisation zwei natürliche Incisivi, ein Caninus, sowie ein Praemolar eingelassen worden. Es waren nur solche Zähne für die Vorversuche ausgesucht worden, die keinerlei Defekte aufwiesen. Vor ihrer Einbettung in den Kunststoff waren die Wurzeln mit einer ca. 0,2 mm starken Wachsschicht überzogen worden. Nach der Erhärtung des Kunststoffblockes wurde diese Wachsschicht mit heißem Wasser wieder ausgeschwemmt und der so entstandene Spaltraum mit einem gummielastischen Autopolymerisat (Palsivit) aufgefüllt. Diese nun ebenfalls ca. 0,2 mm dicke Schicht sollte bei unseren Versuchsreihen das Desmodont simulieren.

Versuch 1: Meßsystem bukkal

Der Ferritkern wurde über ein Plexiglasformteil mit Klebewachs an der Bukkalfläche des Zahnes befestigt.

Versuch 2: Meßsystem okklusal bzw. inzisal

Der Ferritkern wurde über ein Akrylatformteil (Palavit G) mit einem Zyanoakrylatkleber auf der Okklusalfäche bzw. Inzisalkante des Zahnes angebracht.

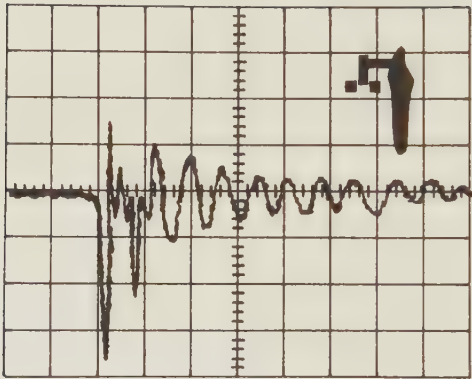
Versuch 3: Meßsystem apikal

Der Ferritkern wurde wiederum über ein Akrylatformteil am freigelegten Apex des Zahnes mit einem Zyanoakrylatkleber fixiert.

4. 3. 2. Ergebnisse der Vorversuche

Versuche 1 - 3

Die Schwingungskurve zu Versuch 1 (Abb. 5) läßt zwei deutlich voneinander unterscheidbare Schwingungsanteile erkennen. Teil 1 spielt sich in einem Zeitraum von etwa 2 msec ab und zeigt gegenüber Teil 2 einen unregelmäßigen Verlauf. Er kann als Resultierende aus der Überlagerung von zwei Bewegungsvorgängen



Abszisse: 1 cm = 2 Millisekunden

Ordinate: 1 cm = $8,76 \cdot 10^{-3}$ mm Auslenkung

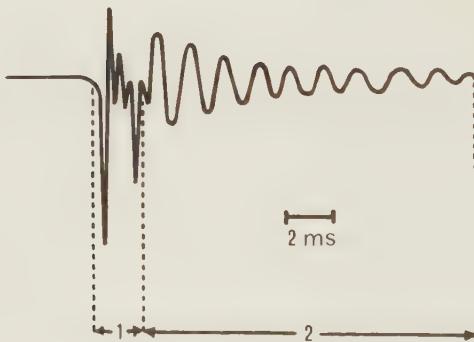


Abb. 5: Originalaufzeichnung und schematische Umzeichnung der Schwingungskurve bei bukkaler Meßanordnung

Teil 1: Zahnschwingung überlagert von Eigenschwingung des Meßsystems

Teil 2: Harmonische Restschwingung des Meßsystems

interpretiert werden. Im Vergleich zu den Versuchen 2 und 3 war der Ferritkern über das Plexiglaszwischenstück relativ frei aufgehängt, so daß das Zwischenstück während des Stoßes zu Eigenschwingungen, denen der Kern zwangsläufig folgen mußte, angeregt werden konnte. Die Bestätigung für diese Annahme findet sich im zweiten Teil der Kurve, die den typischen Verlauf einer gedämpften harmonischen Schwingung zeigt. Hier schwingt wahrscheinlich nur noch der Kern zusammen mit dem Zwischenstück, während die Bewegung des Zahnes mit dem Ende des Kurventeils 1 schon zur Ruhe gekommen ist.

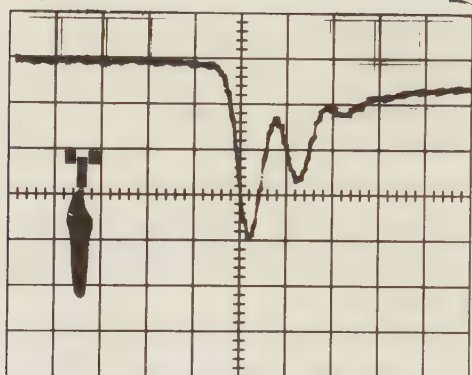
Die Abb. 6 gibt die Schwingungskurven zu den Versuchen 2 und 3 wieder. Hier zeigen sich trotz der unterschiedlichen Anbringung des Ferritkerns gute Übereinstimmungen im Schwingungsverlauf.

Der spiegelbildliche Verlauf der Kurven, läßt sich durch die entgegengesetzte Anbringung des Kerns erklären.

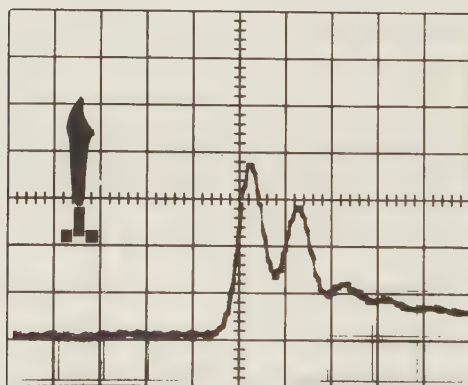
Die im Versuch 1 beobachteten Überlagerungen von mehreren Bewegungsabläufen konnten bei den Versuchen 2 und 3 nicht festgestellt werden. Der gesamte Bewegungsablauf, in dem eine Zahnschwingung angenommen werden konnte dauerte in beiden Fällen 2,5 msec und war damit in etwa identisch mit dem Kurventeil 1 aus Versuch 1, in dem eine schwingende Bewegung des Zahnes angenommen wurde. Der weitere Verlauf der Kurven entsprach einer langsamen, schwingungsfreien Rückstellung des Zahnes bis zu seiner Ausgangsstellung.

Zusammenfassung :

1. Die Schwingungskurve (Abb. 5) aus Versuch 1 stellt die Resultierende aus mehreren Bewegungsabläufen dar. Das eigentliche Schwingungsverhalten des Zahnes läßt sich aus der Kurve wegen ihres komplizierten Verlaufs nicht ermitteln. Lediglich die Schwingungsdauer des Zahnes konnte festgestellt werden. Damit eignet sich die in Versuch 1 gewählte Anbringung des induktiven Meßsystems nicht für die weiteren Untersuchungen.
2. Identität und Verlauf der Kurven (Abb. 6) aus den Versuchen 2 und 3 berechtigen zu der Annahme, daß die inzisal-okklusale bzw. apikale Anordnung des



(a)



(b)

Abb. 6: Originalaufzeichnung der Schwingungskurven bei
inzisaler (a) und apikaler (b) Meßanordnung

Abszisse: 1 cm = 0,5 Millisekunden

Ordinate: 1 cm = $8,76 \cdot 10^{-3}$ mm Auslenkung

Meßsystems das Bewegungsverhalten des Zahnes am genauesten wiedergibt. Dieses Ergebnis ist besonders für die später folgenden Untersuchungen an einer Versuchsperson von Bedeutung, da hier das induktive Meßsystem nur okklusal angebracht werden konnte.

4. 4. Untersuchungen zum Schwingungsverhalten der Zähne am Phantommodell

4. 4. 1. Versuchsbedingungen

In 2 Versuchsreihen wurde das Schwingungsverhalten und der Energieumsatz bei impulsförmiger Belastung der Zähne unter folgenden Versuchsbedingungen ermittelt:

I. Änderung der Zahnmasse

- 1) Zahn intakt
- 2) Zahn beschliffen (zur Aufnahme einer Krone) und mit Ausgleichsgewicht entsprechend dem späteren Kronengewicht versehen.

II. Änderung der Oberflächenbeschaffenheit des Zahnes durch Kronen

- 1) Materialien : Metall, Keramik, Kunststoff
- 2) Befestigungsmaterialien : Temporan, Zement.

In jeder Versuchsreihe wurden die Zähne mit 2 Hebeln von unterschiedlicher Länge (Hebel 1: $l = 17 \text{ cm}$, Hebel 2: $l = 10 \text{ cm}$) und unterschiedlichem Gewicht, jedoch unter Verwendung derselben Druckfeder (Auslösekraft = 500 p) in Schwingung versetzt. Dadurch konnte die Erregungsenergie variiert werden.

Das Bewegungsverhalten wurde in allen Meßreihen der beiden Versuchsreihen immer am selben Zahn beobachtet.

In den Versuchsreihen wurde für die Einstellung des Oszillographen eine Ablenkgeschwindigkeit des Kathodenstrahls von $0,5 \text{ msec pro } 1 \text{ cm}$ und für die Verstärkung in Richtung der y - Achse der Wert $20 \text{ mV pro } 1 \text{ cm}$ gewählt.

Das induktive Meßsystem war in apikaler Position am Zahn befestigt. Alle Einstellungen am Erregergerät blieben während der Untersuchungen in den beiden Versuchsreihen konstant.

4. 4. 2. Auswertung der Versuche

Jede der beiden Versuchsreihen bestand aus acht Meßreihen mit jeweils 50 Einzelmessungen und somit 50 Schwingungskurven, die mit dem Speicherbildoszillographen aufgezeichnet wurden. Wegen der großen Anzahl von Oszillographenbildern (ca. 2×800) wurden von ihnen keine Fotos angefertigt; die Speicherbilder wurden mit einer Millimeterskala vermessen und die Koordinatenwerte bestimmter Kurvenpunkte in eine Tabelle übertragen. Neben den Koordinatenwerten zu jeder Einzelkurve wurden die zu ihr gehörigen Zeitpaare für die Energiemessung erfaßt.

Zusätzlich wurden mit der gleichen Versuchsanordnung 50 weitere Zeitpaare ohne gleichzeitige Kurvenaufzeichnung ausgewertet, so daß sich damit für die Energiemessung insgesamt 100 Zeitpaare ergaben. Die Zeitpaare gaben die auf der Meßstrecke elektronisch ermittelten Durchlaufzeiten für die Vor- und Rückbewegung des Hebels wieder.

Bei der Vermessung der Schwingungsbilder wurden die Koordinatenwerte folgender Kurvenpunkte erfaßt:

- 1) 1. Kurvenminimum
- 2) 2. Kurvenminimum
- 3) 1. Kurvenmaximum
- 4) 2. Kurvenmaximum

Dabei stellt die Abszisse dieser Werte eine Zeit, die Ordinate einer Strecke dar.

Aus den tabellierten Koordinatenwerten und den dazugehörigen Zeitpaaren für die Durchlaufzeiten wurden Mittelwerte, Standardabweichungen und der mittlere Fehler der Mittelwerte errechnet. Mit diesen Mittelwerten konnte eine Näherungskurve bzw. ein genähertes Schwingungsbild für das tatsächliche Bewegungsverhalten eines Zahnes nach impulsförmiger Belastung konstruiert werden.

Diese Mittelwertkurve ermöglichte dann die Auswertung der folgenden physikalischen Größen einer Schwingung:

- 1) Maximale Amplitude = (max. vertikale Zahnauslenkung)
- 2) Auslenkungsgeschwindigkeit
- 3) Schwingungsdämpfung
- 4) Schwingungsfrequenz
- 5) Energieübertragung bzw. Energieaufnahme.

Da die Koordinaten der Punkte, aus denen die Mittelwertkurven konstruiert wurden, auf Grund der Rastereinteilung des Oszillographenbildschirms in cm-Werten ausgemessen worden waren, mußten diese erst in die entsprechenden physikalischen Größen umgerechnet werden.

Zur Umrechnung wurden diejenigen Faktoren verwendet, die bei der Eichung des induktiven Meßsystems ermittelt worden waren.

Dabei entsprachen :

1 cm der Abszisse = 0,5 Millisekunden

1 cm der Ordinate = $8,76 \times 10^{-3}$ mm Kernausslenkung

Beispielrechnung für die Meßreihe 1 Phantomversuch :

Mittelwert Umrechnungsfaktor Meßwert

- | | | |
|----------------------|--------------------------------------|------------|
| 1. Kurvenminimum y : | $3,89 \times 8,76 \times 10^{-3}$ mm | = 0,034 mm |
| x : | $0,79 \times 0,50 \times 10^{-3}$ s | = 0,397 ms |
| 1. Kurvenmaximum y : | $0,82 \times 8,76 \times 10^{-3}$ mm | = 0,007 mm |
| x : | $2,07 \times 0,50 \times 10^{-3}$ s | = 1,036 ms |
| 2. Kurvenminimum y : | $3,42 \times 8,76 \times 10^{-3}$ mm | = 0,030 mm |
| 2. Kurvenmaximum y : | $1,45 \times 8,76 \times 10^{-3}$ mm | = 0,013 mm |

Durch den Vergleich der physikalischen Größen und der Mittelwertkurven der einzelnen Meßreihen konnte festgestellt werden, ob durch die veränderten Versuchsbedingungen im Schwingungsverhalten des untersuchten Zahnes signifikante Unterschiede auftraten.

Die Errechnung der Mittelwerte, der Standardabweichungen und des mittleren Fehlers der Mittelwerte erfolgte nach folgenden Formeln :

1. Mittelwert: (Arithmetisches Mittel)

$$M = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n}$$

M = Mittelwert

x = Meßwert

n = Anzahl der Meßwerte

2. Standardabweichung: (Streubreite der Einzelwerte)

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (M - x_i)^2}{(n - 1)}}$$

s = Standardabweichung

i = 1, . . . , n

3. Mittlerer Fehler des Mittelwertes:

$$\bar{s} = \frac{s}{\sqrt{n}}$$

$\bar{s}$ = Mittlerer Fehler des Mittelwertes

Mit dem mittleren Fehler des Mittelwertes läßt sich beurteilen, ob zwei Mittelwerte tatsächlich signifikant verschieden sind.

Die Signifikanz ist folgendermaßen definiert:

Ein Mittelwert ist von einem unter gleichen Bedingungen gefundenen anderen Mittelwert dann signifikant verschieden, wenn der Abstand zwischen beiden größer als $\pm 3 \bar{s}$ ist.

Im Abschnitt 5 Ergebnisse wurden unter Berücksichtigung der $3 \bar{s}$ - Werte "Signifikanz - Tabellen" erstellt.

4. 5. Untersuchungen zum Schwingungsverhalten der Zähne an einer Versuchsperson

Die in den Phantomversuchen gewonnenen Erkenntnisse sollten nun in einer weiteren Versuchsreihe durch Untersuchungen an einer Versuchsperson ergänzt bzw. eventuell erweitert werden. Geschahe die Vorversuche am Phantommodell unter relativ konstanten Bedingungen und überschaubaren Gegebenheiten, so konnte dies bei den folgenden Untersuchungen nicht mehr gewährleistet werden, da die den Zahn bzw. seine Wurzel umgebenden Gewebe während der Meßreihen den sich ständig ändernden Einflüssen des Gesamtorganismus ausgesetzt waren. Trotzdem nahmen wir an, daß sich auch bei einem natürlichen Zahn, der stoßhaft belastet wird, das aus den Modellversuchen bekannte Bewegungsverhalten nicht grundsätzlich ändern würde. Deshalb behielten wir auch die bei den Phantomversuchen gewählte Versuchsanordnung - abgesehen von einigen geringfügigen Veränderungen - bei.

4. 5. 1. Versuchsaufbau

Die oben angesprochenen Veränderungen bezogen sich in erster Linie auf die Platzierung des induktiven Meßsystems im Munde des Probanden, sowie auf die Form der in den einzelnen Meßreihen verwendeten Kronen.

Das induktive Meßsystem durfte den in der Mundhöhle herrschenden Bedingungen möglichst nur wenig ausgesetzt sein. Deshalb stellten wir aus Kaltpolymerisat einen Mundeinsatz (Abb. 7) her, der sowohl einen Teil des Meßsystems (Spule) aufnehmen, als auch Zunge, Wange sowie Speichel vom Meßsystem fernhalten konnte. Ein am Einsatz befestigter Lippenhalter sorgte dafür, daß der Hebel des Erregergerätes in seiner Arbeitsweise durch die Weichteile des Mundes nicht behindert werden konnte. Die maximale Mundöffnung und gleichzeitige Ruhigstellung des Unterkiefers in einer leicht protrudierten Lage wurde durch seitliche Aufbisse am Mundeinsatz, in die der Proband während der Untersuchungen fest einbeißen konnte, gewährleistet. Eine relative Ruhigstellung des Kopfes der Ver-

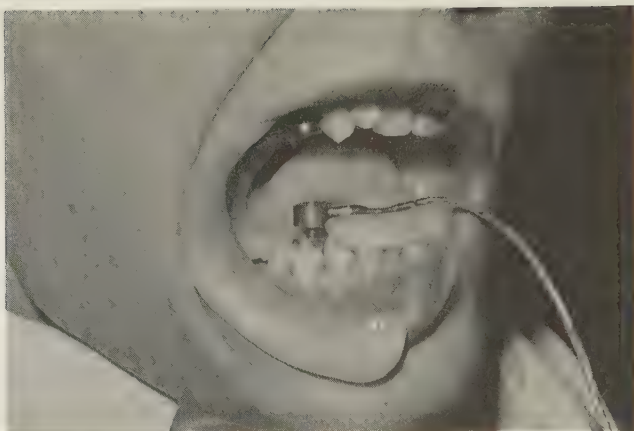


Abb. 7: Mundeinsatz mit induktivem Meßsystem

suchsperson konnte durch das Auflegen des Kinns auf eine Kinnstütze erreicht werden.

Die bei dieser Versuchsreihe verwendeten Kronen waren nur im Werkstoff identisch mit denen aus den Phantomversuchen. Da der Zahn nicht beschliffen werden konnte, verwendeten wir Halbkronen, die nur die Vestibulärfläche und etwa die halbe Okklusalfäche des Zahnes bedeckten. Um dem Schlagbolzen des Hebels eine größere Auftrefffläche bieten zu können, war die Okklusalfäche der Krone in horizontaler Richtung soweit über die Bukkalfläche des Zahnes hinausgezogen worden, daß die Kronenwand okklusal wesentlich stärker als zervikal gestaltet war. Die so entstandene Fläche war völlig plan geschliffen und auf Hochglanz poliert worden. Da sie die eigentliche Okklusalfäche des Zahnes nicht genau bedeckte und somit etwas außerhalb lag, konnte der Zahn nicht streng axial während des Stoßes belastet werden. Dieser Nachteil mußte aber in Kauf genommen

werden, denn nur so konnte verhindert werden, daß der vertikal auf der anderen Hälfte der Okklusalfläche des Zahnes befestigte Ferritkern des induktiven Weggebers während des Stoßes berührt wurde. Der Kern war über einen Adapter aus Kunststoff auf die Zahnoberfläche aufgeklebt worden. Kern und Versuchskronen hatten keinerlei Kontakt miteinander.

Da die Kronen mit einem temporären Befestigungsmaterial auf dem Zahn keinen Halt fanden, konnte im Gegensatz zu den Phantomversuchen nur eine Versuchsreihe mit Zement als geeignetem Befestigungsmaterial durchgeführt werden.

Ähnliches galt für die Wahl der Hebel des Erregergerätes. Hier konnte aus Platzgründen nur der kleinere Hebel Nr. 2 zur Anwendung kommen, denn die Kreisbahn an den Enden des Hebels Nr. 1 war so groß, daß der Hebel bei jeder Drehbewegung die Weichteile des Gesichts der Versuchsperson berührte.

4. 5. 2. Versuchsbedingungen

In einer Versuchsreihe wurde das Schwingungsverhalten und der Energieumsatz bei impulsförmiger Belastung eines Zahnes unter folgenden Versuchsbedingungen untersucht:

I. Änderung der Zahnmasse

- 1) Zahn intakt
- 2) Zahn intakt, aber durch aufgeklebtes Bleigewicht entsprechend dem späteren Kronengewicht in seiner Masse verändert

II. Änderung der Oberflächenbeschaffenheit des Zahnes durch Halbkronen

- 1) Materialien: Metall, Keramik, Kunststoff
- 2) Befestigungsmaterial: Zement

Der Versuchszahn konnte aus Platzgründen nur mit dem kleineren und leichteren der beiden Hebel, jedoch unter Verwendung derselben Druckfeder (Auslösekraft = 500 p) wie in den Phantomversuchen in Schwingung versetzt werden.

Das Bewegungsverhalten wurde in allen Meßreihen an einem rechten unteren Prämolaren beobachtet. Die Tiefe seiner Zahnfleischfurche entsprach der physiolo-

gischen Norm. Der Zahn war ohne Defekte und wies keine Lockerung auf. Die Einstellung des Oszillographen entsprach derjenigen in den Phantomversuchen. Das induktive Meßsystem war in okklusaler Position am Zahn befestigt.

4. 5. 3. Auswertung der Versuche

In jeder der fünf Meßreihen konnten nur 30 Einzelmessungen vorgenommen werden, da die Belastungsstöße von der Versuchsperson als unangenehm und schmerzhaft empfunden wurden.

Die Aufzeichnung der Schwingungskurven erfolgte unter denselben Bedingungen wie in den Phantomversuchen. Auf dem Bildschirm des Speicherbildoszillographen wurden immer vier Kurven gespeichert, die anschließend photographiert wurden (Abb. 8).

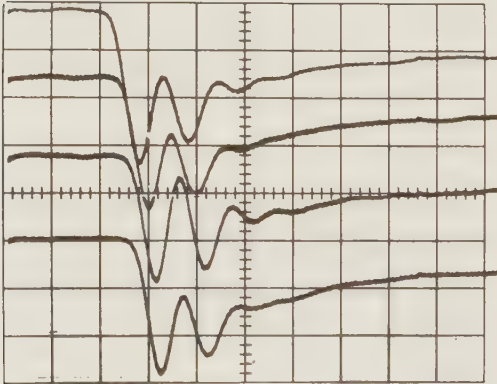


Abb. 8: Originalaufzeichnung von vier Schwingungskurven nach impulsförmiger Zahnbelastung bei einer Versuchsperson

Die Auswertung der Kurven konnte dann an Hand der Photos erfolgen. Wie bei den Phantomversuchen wurden auch hier die Kurvenbilder auf den Photos mit einer Millimeterskala vermessen und die Koordinatenwerte bestimmter Kurvenabschnitte in eine Tabelle übertragen. Die Zeitpaare für die Energiemessung wurden schon während der Versuche in die Tabelle eingetragen.

Die weitere Auswertung vollzog sich so wie in den Phantomversuchen (Vgl. S. 24).

5. ERGEBNISSE

5. 1. Allgemeine Beschreibung der entstehenden Schwingungsbilder

Trotz der Verwendung von zwei unterschiedlichen Hebeln in den beiden Versuchsreihen ergaben sich im Bewegungs- und Schwingungsverhalten des Zahnes nach der impulshaften Belastung keine wesentlichen Unterschiede hinsichtlich der Schwingungscharakteristik.

In den beiden Versuchsreihen am Phantommodell und bei den Versuchen an einer Versuchsperson war zu erkennen, daß die Schwingungsbilder durch die Überlagerung eines statischen und eines dynamischen Bewegungsvorganges entstanden waren (Abb. 9):

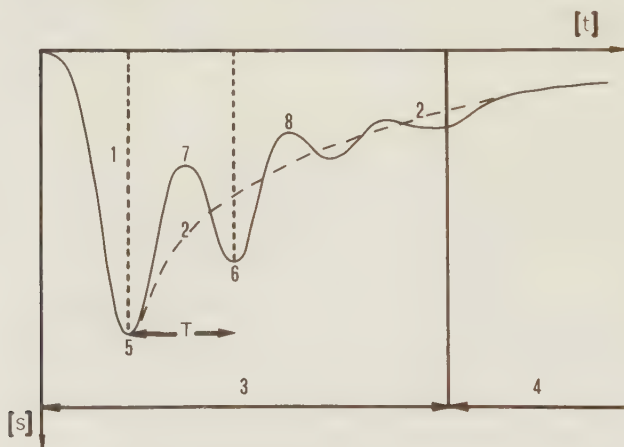


Abb. 9: Charakteristika der Schwingungskurven

- 1 Maximale vertikale Zahnauslenkung
- 2 Bewegungsbahn des Zahnes bei statischer Belastung
- 3 Bereich des hochfrequenten Bewegungsanteils
- 4 Bereich der quasi-statischen Rückkehr zur Ausgangslage
- 5, 6 1. und 2. Kurvenminimum
- 7, 8 1. und 2. Kurvenmaximum
- T = Schwingungsdauer für eine vollständige Schwingung

1. Auslenkung aus der Nulllage mit langsamer Rückkehr zur Ausgangslage (Kurvenabschnitte 2 und 4).
2. Hochfrequenter gedämpfter Schwingungsanteil während der Rückkehr zur Ausgangslage (Kurvenabschnitt 3).

Eine quasi-statische Auslenkung des Zahnes, die von einem dynamischen Bewegungsanteil überlagert wird, sind die charakteristischen Merkmale für das Schwingungsverhalten eines Zahnes nach impulshafter Belastung in vertikaler Richtung.

An Hand der schematischen Schwingungskurve soll außerdem die Ermittlung der physikalischen Meßdaten gezeigt werden :

1. Vertikalauslenkung, Auslenkungsgeschwindigkeit

Sie ist identisch mit der 1. Schwingungsamplitude der Kurve. Sie wird in der Auswertung der Ergebnisse auch mit "Maximale vertikale Zahnauslenkung" und "1. Kurvenminimum" bezeichnet (Abb. 9, 1).

Die Dauer des Anstiegs bis zum Erreichen des 1. Kurvenminimums gibt zusammen mit der maximalen vertikalen Zahnauslenkung einen Aufschluß darüber, wie schnell der Zahn während eines Belastungsstoßes in seine Alveole hineinbewegt wurde.

Diese Geschwindigkeit läßt sich näherungsweise nach folgender Formel errechnen :

$$(1) \frac{\text{Auslenkung}}{\text{Zeiteinheit}} = \text{Geschwindigkeit}$$

2. Dämpfungsverhältnis der Schwingung

Das Dämpfungsverhältnis ergibt sich als dimensionslose Zahl durch den Quotienten zweier aufeinanderfolgender Auslenkungsamplituden. Das Dämpfungsverhältnis wurde hier aus dem ersten und zweiten Kurvenminimum (Abb. 9, 5 , 6) errechnet.

3. Schwingungsfrequenz

Die Gesamtdauer eines Schwingungsvorganges wird mit T bezeichnet. Eine Schwingung liegt dann vor, wenn ausgehend von einem Kurvenextrem (Abb. 9, 5) - das nächstfolgende Extrem (Abb. 9, 6) innerhalb eines Schwingungsvorgangs wieder erreicht wird. Allgemein bezeichnet man die Anzahl der Schwingungen pro Zeiteinheit als Frequenz.

Es gilt die Beziehung:

$$(1) \quad f = \frac{n}{t}$$

n = Zahl der Schwingungen

t = Zeit

f = Frequenz

Ebenso gilt:

$$(2) \quad f = \frac{1}{T}$$

T = Schwingungsdauer

Die Frequenz wurde aus der Zeitspanne errechnet, die zwischen dem 1. und 2. Kurvenminimum (Abb. 9, 5, 6) lag. Die Zeit des 1. Kurvenminimums wurde dabei $t = 0$ gesetzt. Am Punkt des 2. Kurvenminimums war eine ganze Schwingung vollendet.

Die Mittelwerte der physikalischen Meßdaten sind in Tabellen im Anhang der Arbeit zu finden.

Diese Mittelwerte der einzelnen Meßreihen aus den beiden Versuchsreihen am Phantommodell und aus den Versuchen an einer Versuchsperson wurden nach Subtraktion bzw. Addition der 3 s^{-1} - Werte der Reihe nach miteinander verglichen um festzustellen, ob sich die Mittelwerte der einzelnen Meßreihen für die Meßdaten der

- 1) Maximalen vertikalen Zahnauslenkung
- 2) Anstiegsdauer bzw. Auslenkungsgeschwindigkeit
- 3) Schwingungsdämpfung
- 4) Energieübertragung bzw. Energieaufnahme

signifikant voneinander unterschieden.

5. 2. Ergebnisse der Phantomversuche

5. 2. 1. Maximale vertikale Zahnauslenkung (1. Kurvenminimum)

Der besseren Übersicht wegen werden die Mittelwerte aus den Meßreihen der beiden Phantomversuchsreihen in Tabellen einander gegenübergestellt.

	Vert. Auslenkung	1	2	3	Meßreihe				7	8
					4	5	6			
Zahn in- takt	0,034 mm		●	●	●	●	●	●	●	○
Zahn beschliff. + Masse	0,032 mm	○		●	●	●	●	●	●	○
Metall Temporan	0,030 mm	○	○		●	○	●	●	●	○
Keramik Temporan	0,029 mm	○	○	●		○	●	●	●	○
Kunststoff Temporan	0,032 mm	○	●	●	●		●	●	●	○
Metall Zement	0,030 mm	○	○	●	●	○		●	○	
Keramik Zement	0,030 mm	○	○	●	●	○	●			○
Kunststoff Zement	0,043 mm	●	●	●	●	●	●	●		

Signifikanz - Tabelle 1 Max. vert. Zahnauslenkung Phantomversuch 1 Hebel 1

● = signifikant größer

○ = signifikant kleiner

● = kein signifikanter Unterschied

Die Phantom-Versuchsreihe 1 (Hebel 1, l = 17 cm) ergab für den intakten Zahn (0,034 mm) und die zementierte Kunststoffkrone (0,043 mm) die größten Auslenkungsamplituden.

In der Meßreihe 2 war der Zahn durch einen Gewichtsausgleich zusätzlich beschwert und für die spätere Aufnahme der Kronen beschliffen worden, so daß der Hebel seinen Stoß unmittelbar auf das Dentin übertrug. Die Erklärung dafür, daß der an Masse geringere Zahn (Meßreihe 1) eine große initiale Amplitude zeigt, kann physikalisch vereinfacht mit den Impulsgesetzen erklärt werden: Wirkt nämlich auf zwei unterschiedliche Massen ein Impuls von gleicher Größe ein, so wird die kleinere Masse bei einer möglichen Fortbewegung einen größeren Weg zurücklegen als die größere Masse.

Diese Ergebnisse legen die Vermutung nahe, daß offenbar folgende Faktoren das Maß der Auslenkung beeinflussen:

1. die Masse des Zahnes
2. die Beschaffenheit der Zahnoberfläche

Eine auffällig große Erstauslenkung (0,043 mm) zeigt der mit Kunststoff überkronte Zahn (Meßreihe 8). Als Befestigungsmaterial diente Zement. Ein ähnliches Ergebnis (0,032 mm) tritt für die Kunststoffüberkronung auch in den Meßreihen auf, für die ein pastöses Befestigungsmaterial gewählt wurde (Meßreihe 5).

Diese Ergebnisse deuten darauf hin, daß das Befestigungsmaterial die Kraftübertragung am Zahn nach erfolgtem Stoß des Hebels beeinträchtigen könnte. Das pastös-plastische Befestigungsmaterial würde somit einen dämpfenden, energieverzehrenden Einfluß ausüben, der sich während der Messung in Form der verringerten Auslenkung niederschlägt.

Die große primäre Auslenkung des kunststoffüberkronten Zahnes erscheint im Vergleich mit den übrigen Überkronungsmaterialien nicht sofort erklärbar; man würde eher vermuten, daß die Auslenkung geringer sein müßte, da Kunststoff als ein relativ bildsamer Stoff mehr Energie aufnehmen müßte als beispielsweise Metall und somit die Auslenkung geringer ausfiele. Das Gegenteil ist aber gerade der Fall.

Während des Stoßes treffen in dem vorliegenden Fall zwei Stoffe mit unterschiedlichen Materialeigenschaften aufeinander - der Kunststoff der Krone und der Metallhebel des Erregergerätes. Während des Stoßes sind beide einer Verformung unterworfen. Sie wird am Kunststoff am größten, am metallenen Hebel jedoch geringer

sein. Der Hebel wird sich zwischen seiner Drehachse und dem Ort des Aufpralls am Zahn durchbiegen. Trifft der Hebel im Gegensatz dazu auf eine metallische Oberfläche auf, die härter bzw. weniger verformbar ist, als er selbst, so wird diese Durchbiegung größer sein als bei einer Kunststoffoberfläche. Die Folge ist, daß ein Teil der Bewegungsenergie des Hebels für seine Eigenverformung aufgewandt wird. Dies ist wahrscheinlich der Fall bei der Überkronung des Zahnes mit Metall, denn die Dentalgoldlegierung ist härter als das Messingmaterial des Hebels. Die für die Verformung des Hebels aufgewandte Energie geht der Zahnauslenkung verloren. Bei der Kunststoffüberkronung entfällt zum großen Teil die für die Verformung des Hebels aufzuwendende Energie. Da die Bewegungsenergie des Hebels in beiden Fällen als gleich angenommen wurde, müßte der "Energieeberschuß" sowohl für die vergrößerte Auslenkung des mit Kunststoff überkronten Zahnes, als auch für die im Vergleich zur Metallüberkronung höhere Rückkehrgeschwindigkeit des Hebels verantwortlich sein.

Unabhängig von den Befestigungsmaterialien weisen die Meßreihen 3 und 4 sowie 6 und 7 (Metall, Keramik) die kleinsten Auslenkamplituden auf. Dies kann nur dadurch erklärt werden, daß Metall und Keramik ähnliche Materialeigenschaften (E-Modul Dentalgold: $\varnothing 8000 - 11000 \text{ kp/mm}^2$, E-Modul Keramik: $\varnothing 5000 - 9000 \text{ kp/mm}^2$) aufweisen. Das zeigt sich besonders darin, daß sich in den Meßreihen 3 und 4 beide Materialien in Bezug auf die maximale Auslenkung nicht signifikant voneinander unterscheiden (Metall: 0,030 mm, Keramik: 0,029 mm).

Interessant ist auch noch der Vergleich des beschliffenen Zahnes mit den Auslenkungswerten der Meßreihen 3 und 4 sowie der Meßreihen 6 und 7. Die überkronten Zähne werden signifikant geringer ausgelenkt (zwischen 0,029 mm und 0,030 mm), als der unüberkronte beschliffene Zahn mit Gewichtsausgleich (0,032 mm). Dieses Ergebnis deutet darauf hin, daß die Auslenkung des Zahnes durch das Überkronungsmaterial beeinflußt werden kann.

Als Erklärung hierfür kommt die schon weiter oben beschriebene Eigenverformung des Hebels in Betracht. Überträgt man diese Modellvorstellung auf eine natürliche Bezahnung, so würde an die Stelle des stoßerzeugenden Hebels beispielsweise ein

unüberkronter Zahn treten, der während eines kurzen okklusalen Kontaktes auf einen mit relativ harten Material (Metall, Keramik) überkronen Antagonisten treffen würde. Dieser Vorgang müßte an dem relativ "weicheren" unüberkronen Zahn eine Eigenverformung ähnlich der des Hebels im Phantomversuch hervorrufen. Andererseits wäre aber auch denkbar, daß eine Eigenverformung der Zahnhartsubstanzen während der stoßhaften Belastung nur eine untergeordnete Rolle spielen könnte und daß eine stärkere Verformung des Parodontium eher anzunehmen wäre. Beide Effekte sprechen dafür, daß unangenehme Empfindungen nach der Eingliederung eines festsitzenden Zahnersatzes eher von unüberkronen Zähnen ausgehen, die mit einem metallenen oder keramischen Zahnersatz okkludieren.

	Vert. Auslenkung	9	10	11	Meßreihe		14	15	16
Zahn in- takt	0,031 mm		●	●	●	○	●	●	●
Zahn beschliff. + Masse	0,030 mm	●		●	●	○	○	●	●
Metall Temporan	0,030 mm	●	●		●	○	○	●	●
Keramik Temporan	0,030 mm	●	●	●		○	●	●	●
Kunststoff Temporan	0,035 mm	●	●	●	●		●	●	●
Metall Zement	0,032 mm	●	●	●	●	○		●	●
Keramik Zement	0,030 mm	●	●	●	●	○	○		●
Kunststoff Zement	0,033 mm	●	●	●	●	●	●	●	

Signifikanz -Tabelle 2 Max. vert. Zahnauslenkung Phantomversuch 2 Hebel 2

● = signifikant größer

○ = signifikant kleiner

◐ = kein signifikanter Unterschied

In den Meßreihen, in denen Metall oder Keramik zur Überkronung verwendet wurden, scheinen die gewählten Befestigungsmaterialien keinen Einfluß auf die Auslenkung des Zahnes zu haben; denn vergleicht man beispielsweise die Meßreihen 6 und 4 (Zement/Temporan), so ist kein signifikanter Unterschied festzustellen.

Die Phantom-Versuchsreihe 2 (Hebel 2, $l = 10 \text{ cm}$) ergab nur für den Zahn mit Kunststoffkrone in der Meßreihe 13 (Temporan) und der Meßreihe 16 (Zement) signifikante Unterschiede ($0,035 \text{ mm}$ bzw. $0,033 \text{ mm}$).

Die Ursache für das andersartige Verhalten des Zahnes während der Auslenkung konnte für die Phantom-Versuchsreihe 2 nicht genau geklärt werden.

Denkbar ist, daß der metrische Unterschied des Hebels 2 ($l = 10 \text{ cm}$) und sein geringeres Trägheitsmoment auf das Auslenkungsverhalten des Zahnes Einfluß nehmen konnten.

5. 2. 2. Dauer des Anstiegs bis auf das 1. Kurvenminimum

Auslenkungsgeschwindigkeit

Der Signifikanz -Tabelle 3 für die Phantom-Versuchsreihe 1 ist zu entnehmen, daß die Anstiegsdauer bis zum 1. Minimum beim Überkronungsmaterial Kunststoff (Meßreihe 8) am höchsten ist (0,408 msec).

	Anstiegs- dauer	1	2	3	Meßreihe				
					4	5	6	7	8
Zahn in- takt	0,397 ms		●	●	●	●	●	●	○
Zahn beschliff. + Masse	0,381 ms	○		●	●	●	○	○	○
Metall Temporan	0,384 ms	●	●		●	●	●	●	○
Keramik Temporan	0,379 ms	●	●	●		●	●	●	○
Kunststoff Temporan	0,378 ms	●	●	●	●		●	●	○
Metall Zement	0,391 ms	●	●	●	●	●		●	○
Keramik Zement	0,396 ms	●	●	●	●	●	●		○
Kunststoff Zement	0,408 ms	●	●	●	●	●	●	●	

Signifikanz -Tabelle 3 Anstiegsdauer bis zum 1. Kurvenminimum Phantomver-
such 1 Hebel 1

● = signifikant größer

○ = signifikant kleiner

● = kein signifikanter Unterschied

Die Verlängerung der Anstiegsdauer findet ihre Erklärung in der größeren vertikalen Zahnauslenkung in der Meßreihe 8.

Nach der auf Seite 33 angegebenen Formel läßt sich die Auslenkungsgeschwindig-

keit näherungsweise berechnen. Sie beträgt 10,5 cm/sec.

Die Meßergebnisse der Phantom-Versuchsreihe 2 wichen wie die Signifikanz-Tabelle 4 zeigt teilweise erheblich von denen der Phantom-Versuchsreihe 1 ab.

	Anstiegs- dauer	9	10	11	Meßreihe		14	15	16
					12	13			
Zahn in- takt	0,360 ms		○	○	○	○	●	○	○
Zahn beschliff. + Masse	0,383 ms	●		○	●	○	●	●	●
Metall Temporan	0,400 ms	●	●		●	○	●	●	●
Keramik Temporan	0,388 ms	●	●	●		○	●	●	●
Kunststoff Temporan	0,393 ms	●	●	●	●		●	●	●
Metall Zement	0,364 ms	●	○	○	○	○		○	●
Keramik Zement	0,364 ms	●	●	●	●	○	●		●
Kunststoff Zement	0,371 ms	●	●	○	○	○	●	○	

Signifikanz-Tabelle 4 Anstiegsdauer bis zum 1. Kurvenminimum
Phantomversuch 2 Hebel 2

- = signifikant größer
- = signifikant kleiner
- ◐ = kein signifikanter Unterschied

Nur der Zahn mit der Kunststoffüberkronung (Meßreihe 13) liegt mit 0,393 msec annähernd bei dem Wert der Phantom-Versuchsreihe 1 (Meßreihe 8 : 0,408 msec).

Für die Auslenkungsgeschwindigkeit errechnet sich ein Wert von 8,9 cm/sec.

5. 2. 3. Schwingungsdämpfung

Bei der überwiegenden Anzahl der verglichenen Werte ergeben sich für die Phantom-Versuchsreihe 1 keine signifikanten Unterschiede in der Dämpfung.

		Meßreihe							
	Dämpfung	1	2	3	4	5	6	7	8
Zahn in-takt	1, 143		●	●	●	●	●	●	●
Zahn beschliff. + Masse	1, 155	●		●	○	●	●	●	●
Metall Temporan	1, 109	●	●		○	●	●	●	●
Keramik Temporan	1, 222	●	●	●		●	●	●	●
Kunststoff Temporan	1, 177	●	●	●	●		●	●	●
Metall Zement	1, 099	●	○	●	○	○		●	●
Keramik Zement	1, 149	●	●	●	○	●	●		●
Kunststoff Zement	1, 099	●	○	●	○	○	●	●	

Signifikanz -Tabelle 5 Dämpfungsverhältnis Phantomversuch 1 Hebel 1

● = signifikant größer

○ = signifikant kleiner

● = kein signifikanter Unterschied

Auffällig ist, daß die Dämpfung in der Meßreihe 4 (Keramik) mit der Dämpfungszahl 1, 222 bis auf den Vergleich mit Meßreihe 1 und 5 signifikant größer ist; dagegen sind die Werte in Meßreihe 6 und 8 (beide 1, 099) signifikant kleiner als die meisten übrigen Werte. Rundet man die Mittelwerte jedoch ab, so zeigt sich, daß das Dämpfungsverhältnis zwischen den Werten 1, 1 und 1, 2 schwankt. Man kann also annehmen, daß die Dämpfung in allen Meßreihen gleich war.

Diese Annahme würde auch eher den Gegebenheiten der Versuchsanordnung in Versuchsreihe 1 entsprechen, denn das Dämpfungsverhältnis der Schwingung stellt in unserem Fall vor allem eine Orientierungsgröße für die Festigkeit des künstlichen Parodontiums und des Kunststoffblocks dar, von dem die Wurzel des Versuchszahnes umgeben war. Diese Anteile des Phantommodells blieben aber bei allen Meßreihen unverändert. Damit war auch der Bereich, in dem sich eine Zahnbewegung vollziehen konnte, immer gleich.

Nur eine Veränderung der Eigenschaften des künstlichen Parodontiums - wie sie etwa im nachfolgenden Abschnitt für die Versuche an einer Versuchsperson diskutiert werden - hätte bei gleichen Gegebenheiten und sonst gleicher aufgebrachtener Stoßenergie eine Änderung des Dämpfungsverhältnisses mit sich bringen können. Wäre für das künstliche Desmodont ein sehr weiches Kunststoffmaterial verwendet worden, so wäre die Beweglichkeit des Zahnes nur relativ wenig eingeschränkt worden. Die Höhen der aufeinanderfolgenden Amplituden der Zahnschwingung wären fast gleich gewesen und der Quotient aus dem Dämpfungsverhältnis hätte noch näher bei 1 gelegen. Ein zahlenmäßig größeres Dämpfungsverhältnis hätte sich dann ergeben, wenn die Verbindung zwischen Zahn und Kunststoffblock fester gewesen wäre. In diesem Fall wäre der Zahnbewegung ein erhöhter Widerstand entgegengesetzt worden. Die Höhe der aufeinanderfolgenden Amplituden wäre mit jeder Schwingung erheblich geringer geworden.

In der Phantom-Versuchsreihe 2 zeigt sich ein einheitlicheres Bild. Die Meßreihe 1 zeigt in allen Vergleichen einen signifikant größeren Wert (1,493) an.

Da uns das Dämpfungsverhältnis nur als Orientierungsgröße für das Verhalten des künstlichen Parodontiums diene, kann man diesem Ergebnis entnehmen, daß es zu einer innigeren Koppelung von Versuchszahn und der ihn umgebenden Materialien gekommen sein muß. Das würde bedeuten, daß sich das künstliche Desmodont unter dem Einfluß der bis dahin erfolgten ca. 1000 Belastungsstöße verändert haben mußte. Dieser Vorgang würde auch die in dieser Versuchsreihe erheblich veränderten Schwingungsfrequenzen erklären können.

Eine Änderung des Dämpfungsverhältnisses wird auch dann ersichtlich, wenn man den Mittelwert der Mittelwerte aus der Phantom-Versuchsreihe 1 mit demjenigen der

	Dämpfung	Meßreihe							
		9	10	11	12	13	14	15	16
Zahn in-takt	1,493		●	●	●	●	●	●	●
Zahn beschliff. + Masse	1,257	○		●	●	●	●	●	●
Metall Temporan	1,321	○	●		●	●	●	●	●
Keramik Temporan	1,187	○	●	○		●	●	●	○
Kunststoff Temporan	1,221	○	●	●	●		●	●	●
Metall Zement	1,262	○	●	●	●	●		●	●
Keramik Zement	1,198	○	●	●	●	●	●		●
Kunststoff Zement	1,252	○	●	●	●	●	●	●	

Signifikanz - Tabelle 6 Dämpfungsverhältnis Phantomversuch 2 Hebel 2

● = signifikant größer

○ = signifikant kleiner

● = kein signifikanter Unterschied

Phantom-Versuchsreihe 2 vergleicht. Für Versuchsreihe 1 errechnet sich ein Wert von 1, 1, für Versuchsreihe 2 der Wert 1, 3. Bei den meisten, übrigen Werten ergeben sich keine signifikanten Unterschiede.

5. 2. 4. Schwingungsfrequenz

Für die Berechnung der Schwingungsfrequenzen in den beiden Versuchsreihen am Phantommodell wurden die auf Seite 34 ff. gemachten Angaben zu Grunde gelegt.

Die Frequenzen der einzelnen Meßreihen können den Tabellen im Anhang der Arbeit (Seite 66) entnommen werden.

Die ermittelten Frequenzen liegen zwischen 714 Hz (Meßreihe 2) und 813 Hz (Meßreihe 8). Die Schwingungscharakteristik ist in allen Meßreihen weitgehend identisch. Dies zeigt sich deutlich, wenn die Mittelwertkurven der Meßreihen 1 - 8 übereinander kopiert werden (Abb. 10).

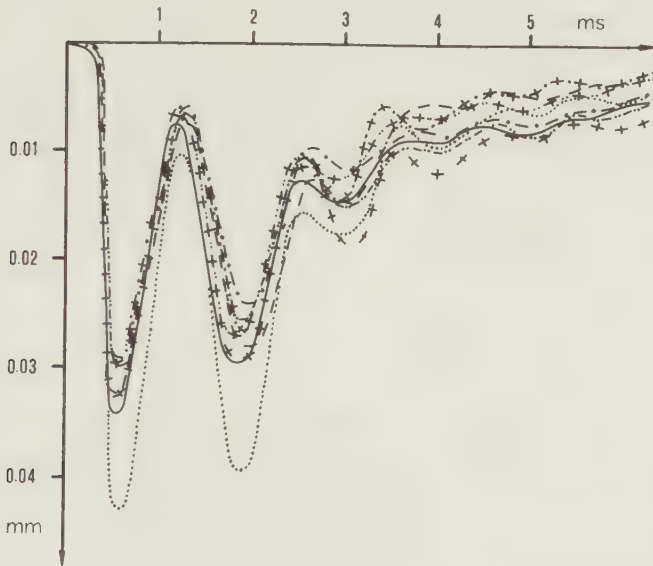


Abb. 10: Vergleich der Schwingungsbilder aus Phantomversuch 1
(langer Hebel)

- Zahn intakt
- Zahn beschliffen + Masse
- · - · - · - Metall (Temporan)
- · - · - · - Keramik (Temporan)
- + · + · + · + Kunststoff (Temporan)
- + · + · + · + Metall (Zement)
- + · + · + · + Keramik (Zement)
- Kunststoff (Zement)

Der hochfrequente Anteil der Schwingung ist einer Dämpfung unterworfen und dauert in den meisten Fällen nur ca. 3,5 msec an. Die Frequenz und die Schwingungsdauer T hängen unmittelbar von der schwingenden Masse des Zahnes und von der rücktreibenden Kraft F ($F = D \cdot x$, D = Richtgröße, x = Strecke, um die die künstliche Wurzelhaut verdrängt wird) des Materials ab, das die Wurzel umgibt. Die rücktreibende Kraft selbst ist abhängig von den Eigenschaften des Materials, das bei den Phantomversuchen die Wurzelhaut darstellte. Da dieses Material auch auf die Dämpfung der Schwingung einen Einfluß ausübt, besteht ein unmittelbarer Zusammenhang zwischen Dämpfung und rücktreibender Kraft. Mit der dimensionslosen Zahl von ca. 1,1 war die Dämpfung in den Meßreihen 1 - 8 relativ gering. Man kann annehmen, daß damit auch die rücktreibende Kraft F und die Strecke x gering waren.

Für die Schwingungsdauer T gilt:

$$(1) \quad T = 2 \cdot \pi \cdot \sqrt{\frac{m}{D}} \quad m = \text{Masse des Zahnes}$$

Demnach hat die Richtgröße D einen Einfluß auf die Schwingungsdauer T und auf die Schwingungsfrequenz f . Da die Phantom-Versuchsreihe 2 im Vergleich mit der zuvor besprochenen Phantom-Versuchsreihe 1 bei fast gleicher Zahnauslenkung, gleicher Zahnmasse, sowie annähernd gleicher Bewegungsenergie des Hebels 2 größere Schwingungsfrequenzen zeigt, muß man annehmen, daß sich während der Versuche das Wurzelhautmaterial des Phantommodells durch die ständige stoßhafte Belastung in seinen Eigenschaften verändert hat.

Die Frequenzen schwanken zwischen 1843 Hz (Meßreihe 14) und 2040 Hz (Meßreihe 12). Sie sind damit um mehr als 1000 Hz höher als in der Phantom-Versuchsreihe 1.

Das Schwingungsbild ist in allen Meßreihen dieser Versuchsreihe vom Verlauf her identisch und entspricht in seinen Charakteristika den Schwingungsbildern der Phantom-Versuchsreihe 1. Auch hier ist der hochfrequente Teil einer Dämpfung unterworfen; er dauert jedoch nur zwischen 1,75 und 1,88 msec an.

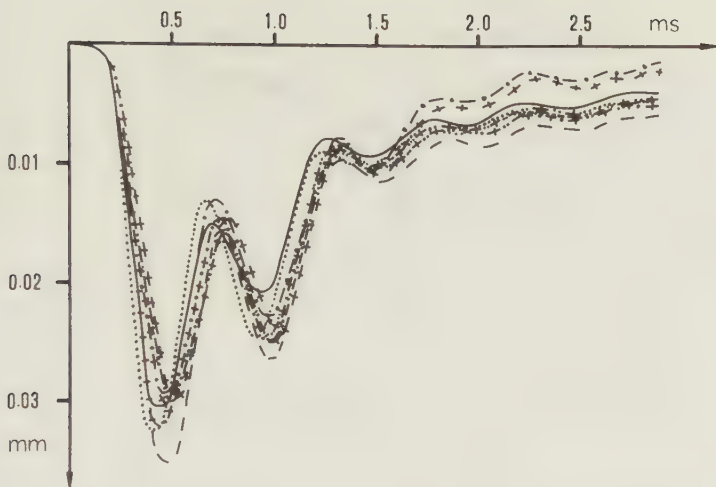


Abb. 11 Vergleich der Schwingungsbilder aus Phantomversuch 2
(kurzer Hebel)

- Zahn intakt
- Zahn beschliffen + Masse
- Metall (Temporan)
- · - · - Keramik (Temporan)
- + + + + + Kunststoff (Temporan)
- + · + · + Metall (Zement)
- + · + · + Keramik (Zement)
- Kunststoff (Zement)

Die Übereinanderkopierung der Mittelwertkurven der Meßreihen 9 - 16 in Abb. 11 zeigt wieder deutlich die Ähnlichkeit der Schwingungskurven untereinander.

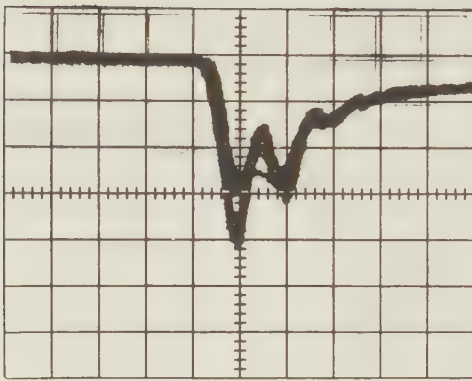


Abb. 12 Summationsbild von 50 Einzelschwingungen
(Oszillograph, Speicherbild)

Die Abb. 12 stellt ein Speicherbild des Oszillographen dar, das sich nach der Aufzeichnung von 50 Einzelschwingungsbildern ergibt. Die Zeitspanne zwischen den einzelnen Belastungsstößen betrug hierbei nur wenige Sekunden.

Mit dieser Art der Darstellung konnte das relativ konstante Bewegungsverhalten eines Zahnes während einer Belastungsfolge mit 50 Einzelimpulsen nachgewiesen werden.

5. 2. 5. Energieaufnahme des schwingenden Systems

Die nachfolgende Signifikanz - Tabelle gibt nur die Werte für den relativen Impuls $\frac{\Delta P}{P_1}$ wieder. Aus ihm kann entsprechend der auf Seite 15 stehenden Formel die Energieabgabe an den Versuchszahn in Prozent der Anfangsenergie des Hebels errechnet werden. Da die Anfangsgeschwindigkeiten der beiden Hebel nicht in allen Fällen gleich waren, können Vergleiche der Meßreihen untereinander nur mit Hilfe solcher Relativwerte vorgenommen werden.

Die tatsächliche Energieabgabe bzw. Energieaufnahme in den einzelnen Meßreihen wird nur durch $\Delta E_{\text{rot.}}$ (Vergl. S. 11) wiedergegeben.

	Relativer Impuls	Meßreihe							
		1	2	3	4	5	6	7	8
Zahn in- takt	0,456		○	○	○	●	○	○	○
Zahn beschliff. + Masse	0,496	●		○	○	●	●	●	●
Metall Temporan	0,500	●	●		●	●	●	●	●
Keramik Temporan	0,502	●	●	●		●	●	●	●
Kunststoff Temporan	0,442	○	○	○	○		○	○	○
Metall Zement	0,483	●	○	○	○	●		○	●
Keramik Zement	0,487	●	○	○	○	●	●		●
Kunststoff Zement	0,466	●	○	○	○	●	○	○	

Signifikanz - Tabelle 7 Relativer Impuls bzw. relative Energieabgabe
Phantomversuch 1 Hebel 1

● = signifikant größer

○ = signifikant kleiner

● = kein signifikanter Unterschied

Die Meßreihe 1 ist mit einer Ausnahme gegenüber den übrigen Mittelwerten signifikant kleiner (0,456). Das bedeutet, daß der Zahn weniger Energie aufgenommen hat, als dies in den anderen Meßreihen der Fall ist. Es sei noch einmal in Erinnerung gebracht, daß die maximale Zahnauslenkung in diesem Fall signifikant größer war. Die Konstellation: geringe Energieaufnahme - große Auslenkung deutet darauf hin, daß zwischen der Zahnmasse und der übertragenen Energiemenge ein unmittelbarer Zusammenhang besteht. Da der Zahn in Meßreihe 1 nicht überkrönt und somit leichter als in den übrigen Meßreihen war, kann man annehmen, daß für seine maximale Auslenkung eine geringere Energie notwendig ist. Inwieweit die Oberflächenbeschaffenheit - in diesem Fall Zahnschmelz - die Energieaufnahme oder

Energieübertragung beeinflussen kann, läßt sich an Hand der Ergebnisse nur vermuten, jedoch nicht genau bestimmen.

Daß sowohl die Masse als auch die Oberflächenbeschaffenheit des Zahnes die Energieaufnahme beeinflussen können, zeigt die Meßreihe 2. In ihr ist der Meßwert im Vergleich zu den anderen Meßreihen signifikant größer, was auf eine vermehrte Energieaufnahme des Zahnes und der ihn umgebenden Materialien bzw. auf einen erhöhten Impulsverlust des zurückgestoßenen Hebels hindeutet.

Der gewichtsausgeglichene, beschliffene Zahn zeigt während der Energieübertragung ein Verhalten, das etwa zwischen der Überkronung mit Metall bzw. Keramik und Kunststoff liegen könnte. Die Eigenverformung des stoßerzeugenden Hebels wird etwas geringer als bei einer Metallüberkronung, aber größer als bei einer Kunststoffüberkronung sein. Ebenso wird auch die Verformung am Zahn selbst gegenüber Metall größer, infolge der relativ größeren Härte der Zahnhartsubstanzen gegenüber Kunststoff jedoch kleiner sein. Meßtechnisch findet das Ganze seinen Ausdruck darin, daß sowohl die Energieaufnahme als auch die Auslenkung des Zahnes signifikant größer als in den anderen Meßreihen ist (Auslenkung: 0,032 mm, Energieaufnahme bzw. relativer Impuls 0,496). Die Meßwerte in den Meßreihen 3 und 4 sind signifikant größer (0,500 und 0,502); hier wird die während des Stoßes übertragene Bewegungsenergie wegen der Überkronungsmaterialien Metall und Keramik in erster Linie eine Eigenverformung des Hebels bewirken, daraus resultiert dann eine verminderte Zahnauslenkung (Auslenkung: 0,030 mm und 0,029 mm).

Bemerkenswert sind wieder die Ergebnisse aus den Reihen 5 und 8. Der mit Kunststoff überkronte Zahn zeigt in fast allen Fällen eine verminderte Energieaufnahme (0,442 und 0,466). Dies kann nur wieder so erklärt werden, daß die Eigenverformung des Hebels nur sehr wenig Energie verbraucht, sodaß der Hauptanteil der übertragenen Energie der vergrößerten Zahnauslenkung sowie der höheren Rückkehrgeschwindigkeit des Hebels zugute kommt.

Die verminderte Energieaufnahme in den meisten Fällen der Meßreihen 6 und 7 konnten wir uns nicht erklären; stellt man einen Vergleich zu den entsprechenden Reihen 3 und 4 an, bei denen die Energieaufnahme signifikant größer war und durch

die Eigenverformung des Hebels erklärt wurde, so ist es denkbar, daß die verschiedenen Befestigungsmaterialien für die unterschiedlichen Ergebnisse verantwortlich sind. Allerdings müßte man annehmen, daß bei einer Befestigung mit Zement die Verformung des Hebels noch stärker in den Vordergrund treten und so die Energieaufnahme größer als bei einer Befestigung mit Temporan sein müßte.

Vergleicht man die Werte der Meßreihen 10 bis 16 aus der Phantom-Versuchsreihe 2 mit Meßreihe 9, so ergeben sich ähnliche Zusammenhänge wie in der Phantom-Versuchsreihe 1. Dort zeigt die Meßreihe 1 zu allen übrigen Meßreihen in den meisten Fällen einen signifikant kleineren Wert (Vergl. S. 49).

Dies gilt auch hier für die Meßreihe 9, deren Wert ebenfalls in den meisten Fällen signifikant kleiner ist (0,563).

	Relativer Impuls	9	10	11	12	13	14	15	16
Zahn in- takt	0,563		○	○	◐	●	○	◐	●
Zahn beschliff. + Masse	0,613	●		●	●	●	●	●	●
Metall Temporan	0,581	●	○		●	●	●	●	●
Keramik Temporan	0,561	○	○	○		●	○	○	●
Kunststoff Temporan	0,521	○	○	○	○		○	○	○
Metall Zement	0,575	●	○	○	●	●		●	●
Keramik Zement	0,565	●	○	○	◐	●	○		○
Kunststoff Zement	0,555	○	○	○	○	○	○	○	

Signifikanz - Tabelle 8 Relativer Impuls bzw. relative Energieabgabe
Phantomversuch 2 Hebel 2

● = signifikant größer

○ = signifikant kleiner

◐ = kein signifikanter Unterschied

Allerdings ist dieses Ergebnis in der Meßreihe 9 nicht gleichzeitig mit einer signifikant größeren Zahnauslenkung verbunden, wie dies bei der Meßreihe 1 der Phantom-Versuchsreihe 1 der Fall ist. In der Meßreihe 10 - beschliffener, gewichtsausgeglichener Zahn - ist in allen Fällen die Energieaufnahme mit 0,613 signifikant größer als bei den anderen zum Vergleich herangezogenen Mittelwerten. Damit ist die Meßreihe 10 identisch mit der entsprechenden Reihe 2 aus der Phantom-Versuchsreihe 1.

Vergleicht man die Meßreihen 11, 14 und 15 mit den entsprechenden Reihen der Phantom-Versuchsreihe 1, so ist in den meisten Fällen Übereinstimmung festzustellen, so daß sich eine Erläuterung für die zustande gekommenen Werte erübrigt.

Auffällig sind wiederum die Werte für die Kunststoffüberkronung. Sie sind in Reihe 13 und 16 der Signifikanz-Tabelle zu finden. Auch hier zeigt der Versuchszahn wieder eine signifikant kleinere Energieaufnahme (0,521 und 0,555).

Auch für diese Meßreihen ist die Erklärung für die verminderte Energieaufnahme wieder in der geringeren Eigenverformung des Hebels zu suchen. Der Hauptanteil der während des Stoßes umgewandelten Bewegungsenergie des Hebels bewirkt auch hier wieder eine signifikant größere Zahnauslenkung (0,035 mm und 0,033 mm).

5. 3. Ergebnisse der Versuche an einer Versuchsperson

5. 3. 1. Maximale vertikale Zahnauslenkung bzw. 1. Kurvenminimum (Hebel 2)

	Vert. Auslenkung	Meßreihe				
		1	2	3	4	5
Zahn in- takt	0,027 mm		○	●	●	●
Zahn intakt + Masse	0,032 mm	●		●	●	●
Metall Zement	0,024 mm	●	○		●	●
Keramik Zement	0,021 mm	○	○	●		●
Kunststoff Zement	0,020 mm	○	○	○	●	

Signifikanz -Tabelle 9 Max. vert. Zahnauslenkung
Versuchsperson, Hebel 2

● = signifikant größer

○ = signifikant kleiner

● = kein signifikanter Unterschied

Analog zu den Ergebnissen der Phantomversuche zeigt der intakte Zahn mit und ohne Massenausgleich zu allen übrigen Meßreihen eine signifikant größere Auslenkung (0,027 mm).

Ähnlich wie in den Phantomversuchen scheint die Masse des Zahnes und die Beschaffenheit der Zahnoberfläche das Maß der Auslenkung natürlicher Zähne zu beeinflussen. Wird wie in den Meßreihen 3, 4 und 5 die Zahnoberfläche bzw. die Zahnmasse geändert, so ist die Auslenkung deutlich geringer (3 : 0,024 mm, 4 : 0,021 mm, 5 : 0,020 mm).

Die Meßreihe 2 zeigt ähnlich wie in den Phantomversuchen eine signifikant größere Auslenkung (0,032 mm). Im Gegensatz zu den Modellversuchen erreicht aber hier die Auslenkung die größten Werte. Diese große Auslenkung ist nicht erklärbar ;

eigentlich müßte man nach einer Vergrößerung der Zahnmasse durch den Gewichtsausgleich eine geringere Auslenkung erwarten.

Auch das Ergebnis der Meßreihe 5 widerspricht denjenigen aus den Phantomversuchen. Hier ist die Zahnauslenkung bei der Kunststoffüberkronung nämlich signifikant kleiner (0,020 mm) als in den anderen Meßreihen.

Diese den Phantomversuchen widersprechenden Ergebnisse lassen sich nur dadurch erklären, daß sich das natürliche Parodontium doch wesentlich anders verhält, als das Kunststoffmaterial, das bei den Phantomversuchen die Wurzelhaut simulierte.

Da die Versuche an der Versuchsperson innerhalb von 15 Stunden durchgeführt wurden, ist es denkbar, daß das Parodontium - trotz genügend langer Pausen zwischen den einzelnen Belastungsstößen - einer zunehmenden Hyperämie unterworfen war.

Die damit verbundene Verstärkung des Flüssigkeitspolsters wirkt dem quasi elastischen Verhalten der Parodontalfasern entgegen. Es wirkt gewissermaßen wie eine hydraulische Bremse.

Andererseits wäre es aber auch möglich, daß ein überkronter Zahn bei einer impulshaften Belastung tatsächlich geringer ausgelenkt wird. Daß das jeweilige Überkronungsmaterial dabei eine Rolle spielen könnte, geht daraus hervor, daß die maximale vertikale Auslenkung in den Meßreihen 3 bis 5 entsprechend der Materialhärte abnimmt (0,024 mm $\rightarrow$ 0,021 mm $\rightarrow$ 0,020 mm). Dagegen ist die Auslenkung bei den unüberkronen, intakten Zähnen der Meßreihen 1 (0,027 mm) und 2 (0,032 mm) relativ hoch.

Da die Kronen bei der Versuchsperson in den Meßreihen 3 und 4 mit Zement befestigt waren, bieten sich für Vergleiche mit den beiden Versuchsreihen am Phantommodell nur deren Meßreihen 6 und 7 sowie 14 und 15 an. So sind auch wie in den meisten Vergleichen innerhalb der Phantomversuchsreihen die entsprechenden Meßreihen 3 und 4 aus den Versuchen an der Versuchsperson signifikant kleiner als in den übrigen Meßreihen.

5. 3. 2. Dauer des Anstiegs bis auf das 1. Kurvenminimum
Auslenkungsgeschwindigkeit

	Anstiegs- dauer	Meßreihe				
		1	2	3	4	5
Zahn in- takt	0,397 ms		●	●	●	●
Zahn intakt + Masse	0,413 ms	●		●	●	●
Metall Zement	0,398 ms	●	●		●	●
Keramik Zement	0,375 ms	●	○	●		●
Kunststoff Zement	0,387 ms	●	●	●	●	

Signifikanz -Tabelle 10 Anstiegsdauer bis zum 1. Kurvenminimum
Versuch an einer Versuchsperson Hebel 2

● = signifikant größer

○ = signifikant kleiner

● = kein signifikanter Unterschied

Signifikante Unterschiede zeigen sich mit einer Ausnahme nur in der Meßreihe 2 (0,413 msec) für den gewichtsausgeglichenen, intakten Zahn im Vergleich zur Keramik- und Kunststoffüberkronung. Eine längere Anstiegszeit bis zum Erreichen des 1. Kurvenminimums würde gut mit der signifikant größeren Zahnauslenkung (0,032 mm) der Meßreihe 2 übereinstimmen, da für das Zurücklegen eines größeren Weges mehr Zeit gebraucht wird. Für die Auslenkungsgeschwindigkeit errechnet sich ein Wert von 7,7 cm/ sec bei Verwendung des Hebels 2. Größenmäßig ergibt sich für den Hebel 2 in der Meßreihe 13 des Phantomversuchs 2 mit 8,9 cm/ sec ein ähnlicher Wert für die Auslenkungsgeschwindigkeit.

In den übrigen Meßreihen treten keine signifikanten Unterschiede auf.

5. 3. 3. Schwingungsdämpfung

Die Berechnung der Dämpfung erfolgte auch hier wieder so, daß ein Quotient aus den Werten des 1. und 2. Kurvenminimums gebildet wurde.

	Dämpfung	Meßreihe				
		1	2	3	4	5
Zahn in- takt	1,173		●	●	●	●
Zahn intakt + Masse	1,107	●		●	●	●
Metall Zement	1,080	○	●		●	●
Keramik Zement	0,881	○	○	○		○
Kunststoff Zement	0,992	○	○	●	●	

Signifikanz - Tabelle 11 Dämpfungsverhältnis Versuchsperson, Hebel 2

● = signifikant größer

○ = signifikant kleiner

● = kein signifikanter Unterschied

Nur die Ergebnisse der Meßreihen 1, 2 und 3 können mit den Phantomversuchen verglichen werden, da bei ihnen das Dämpfungsverhältnis größer als 1 ist. Bei den Meßreihen 4 und 5 ist dieses Verhältnis kleiner als 1; das bedeutet, daß der Wert des 2. Kurvenminimums über dem des 1. Kurvenminimums liegt. Eine Erklärung dafür ließe sich nur in dem Bewegungsverhalten des Zahnes während der Stoßbelastung finden; es ist zu vermuten, daß die während des Stoßes wirkende Kraft nicht ausschließlich axial angriff, sondern sich in weitere Kraftkomponenten aufteilte, die am Versuchszahn auch eine Drehbewegung verursachten. Die Folge war eine verminderte vertikale Auslenkung.

Das veränderte Dämpfungsverhältnis kann aber ebenso durch die zuvor schon erörterte hydraulische Dämpfung bedingt sein.

5. 3. 4. Schwingungsfrequenz

Die Frequenzen der einzelnen Meßreihen können den Tabellen im Anhang der Arbeit (Seite 66) entnommen werden.

Die ermittelten Frequenzen liegen zwischen 1961 Hz (Meßreihe 5) und 2174 Hz (Meßreihe 1).

Die Schwingungsbilder sind in ihrer Grundstruktur identisch. Eine Übereinanderkopierung (Abb. 13) der Mittelwertkurven der Meßreihen 1 bis 5 verdeutlicht dies.

Die Schwingungsbilder zeigen gute Übereinstimmungen zu denjenigen aus den Phantomversuchen. Dies gilt besonders für die Frequenz. Sie liegt für die Phantomversuchsreihe 2 ebenfalls bei ca. 2000 Hz.

Der hochfrequente Schwingungsanteil hat eine durchschnittliche Dauer von 1,75msec. Auffällige Abweichungen vom gewohnten Kurvenverlauf zeigen die Schwingungsbilder der Meßreihen 4 und 5.

Bei ihnen liegt das 2. Kurvenminimum über dem 1. Kurvenminimum. Der kunststoffüberkronte Zahn schwingt über seine Ausgangslage hinaus. Diese Beobachtungen können durch Ermüdungserscheinungen am Parodont des Versuchszahnes erklärt werden. Durch die ständige impulshafte Belastung des Zahnes wurde sein Faserapparat im Laufe der Untersuchungen überdehnt. Einhergehend mit diesem Vorgang kam es zu einer vorübergehenden apikalwärts gerichteten Verlagerung des gesamten Zahnes, sodaß seine Erstauslenkung im Vergleich zu den Versuchen der ersten Meßreihen geringer ausfallen mußte. Eine Verlagerung des Zahnes in seiner Alveole um eine bestimmte Strecke in vertikaler Richtung konnte vor dem Stoß vom Meßsystem nicht erfaßt werden, da die jeweilige Ausgangslage des Zahnes vor der Stoßbelastung der automatisch abgestimmten Nullage des gesamten Meßsystems entsprach. Es wurde nur die tatsächliche Auslenkung während der Stoßbelastung erfaßt.

Die Abb. 14 zeigt zwei Schwingungskurven, die das Auslenkungsverhalten eines Zahnes nach zeitlich kurz aufeinanderfolgenden Belastungsstößen verdeutlichen. Die Stöße wurden in einem zeitlichen Abstand von 10 sec ausgeführt. Die obere Kurve ergibt sich durch den zuerst ausgeführten Belastungsstoß. Die Auslenkung beträgt in diesem Fall 0,039 mm. Bei der zweiten Kurve zeigt sich mit 0,027 mm eine verminderte Aus-

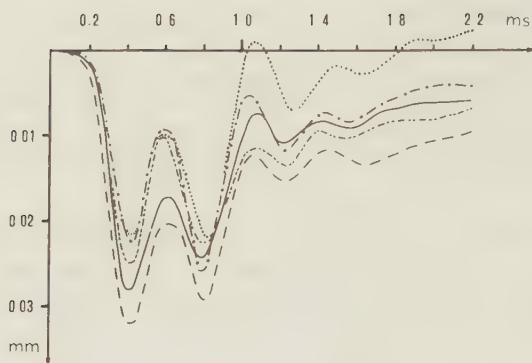


Abb. 13: Vergleich der Schwingungsbilder aus Versuchen an einer Versuchsperson (kurzer Hebel)

- Zahn intakt
- - - Zahn intakt + Masse
- · - · - Metall (Zement)
- · - · - Keramik (Zement)
- Kunststoff (Zement)

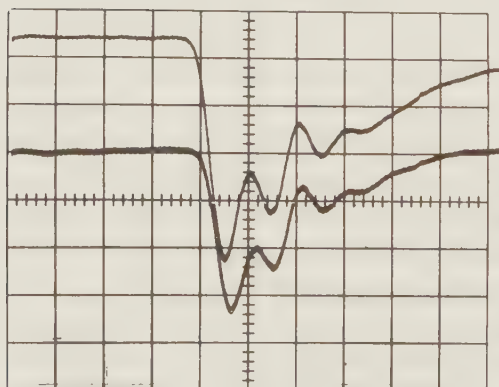


Abb. 14: Originalaufzeichnung zweier Schwingungsbilder an einer Versuchsperson mit einem zeitlichen Abstand von 10 sec.
 Obere Kurve: Max. Auslenkung 0,039 mm
 Untere Kurve: Max. Auslenkung 0,027 mm

lenkung. Es ist anzunehmen, daß der Zahn innerhalb von 10 Sekunden seine Ausgangslage noch nicht wieder erreicht hat.

Man kann nun annehmen, daß eine apikal gerichtete Verlagerung nicht nur nach einzelnen Belastungsstößen zustande kommt, sondern daß es durch die Summierung dieser Vorgänge und die nicht sofortige Wiederherstellung der Eigenschaften des Desmodonts zu immer geringeren Auslenkungswerten kommen kann.

Daraus kann geschlossen werden, daß das Schwingungs- und Bewegungsverhalten eines Zahnes nach impulsförmiger Belastung bei Versuchen an einer Versuchsperson nicht nur durch die Eigenschaften des Überkronungsmaterials, sondern auch durch die Eigenschaften des Parodontiums bestimmt wird.

5. 3. 5. Energieaufnahme des schwingenden Systems

Wie auf Seite 48 schon beschrieben gibt die nachfolgende Signifikanz - Tabelle nur die Werte für den relativen Impuls $\frac{\Delta P}{P_1}$ wieder. Die Zusammenhänge zwischen relativem Impuls und der Energieaufnahme bzw. der Energieabgabe werden auf Seite 14 erklärt.

	Relativer Impuls	Meßreihe				
		1	2	3	4	5
Zahn in-takt	0,717		●	●	●	●
Zahn intakt + Masse	0,684	○		○	○	●
Metall Zement	0,733	●	●		●	●
Keramik Zement	0,723	●	●	●		●
Kunststoff Zement	0,682	○	●	○	○	

Signifikanz - Tabelle 12 Relativer Impuls bzw. relative Energieabgabe
Versuchsperson, Hebel 2

● = signifikant größer

○ = signifikant kleiner

● = kein signifikanter Unterschied

In Meßreihe 1 ist in zwei von vier verglichenen Meßwerten der relative Impuls und damit auch die Energieaufnahme signifikant größer (0,717). Dagegen weist die Meßreihe 2 mit 0,684 im Vergleich dreimal einen signifikant kleineren Wert auf. Signifikant größer sind die Meßwerte der Meßreihen 3 und 4 (3 : 0,733 ; 4 : 0,723). Der Wert der Meßreihe 5 ist im Vergleich mit den anderen Werten wieder signifikant kleiner (0,682).

Übereinstimmungen zwischen den Phantomversuchen und den Versuchen an einer Versuchsperson lassen sich nicht in allen Fällen herstellen.

Ein ähnliches Verhalten wie in den Phantomversuchen zeigt die Meßreihe 5 mit dem kunststoffüberkronten Zahn. Auch hier ist die Energieaufnahme signifikant kleiner als in den übrigen Meßreihen.

Die Energieaufnahme ist bei "härteren" Oberflächenmaterialien gegenüber den "weiche-
ren" insgesamt signifikant größer (Metall, Meßreihe 3: 0,733, Keramik, Meß-
reihe 4: 0,723, Schmelz, Meßreihe 1: 0,717). Diese Beobachtungen decken sich
allerdings nicht mit einer für diesen Fall denkbaren größeren Zahnauslenkung. In-
wieweit auch hier wieder die Eigenschaften des parodontalen Faserapparates eine
Rolle gespielt haben, läßt sich aus den vorliegenden Werten nicht ermitteln.

Die Eigenverformung des Hebels während der Stoßbelastung dürfte auch bei den Ver-
suchen an der Versuchsperson für die Energieabgabe eine Bedeutung gehabt haben.
Daneben wird die Energieübertragung auch durch die physikalischen Eigenschaften
des Flüssigkeitspolsters des desmodontalen Gefäßsystems beeinflußt worden sein.
Allerdings konnte das Verhalten des Gefäßsystems während einer Stoßbelastung mit
der hier gewählten Versuchsanordnung nicht näher untersucht werden.

Wie bei den Phantomversuchen war auch bei den Versuchen an der Versuchsperson
die Gesamtabgabe von Energie an den mit Kunststoff überkronten Zahn signifikant
am geringsten (0,682).

Eine gleichzeitig auftretende größere Zahnauslenkung, wie sie bei den Phantomver-
suchen beobachtet wurde, tritt in vivo nicht auf.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Mit der vorliegenden Arbeit sollte festgestellt werden, ob das Bewegungs- und Schwingungsverhalten eines Zahnes nach impulsförmiger Belastung bei Verwendung unterschiedlicher Überkronungsmaterialien einer meßbaren Veränderung unterworfen ist.

Dazu wurden Versuche an einem Phantommodell und an einer Versuchsperson durchgeführt.

Die Versuche am Phantommodell setzten sich aus zwei Versuchsreihen mit 800 Einzelmessungen für die Ermittlung von 16 Einzelschwingungsbildern sowie 1 600 Meßwerten zur Bestimmung der Energieabgabe während der impulshaften Belastung zusammen.

An der Versuchsperson wurde eine Versuchsreihe mit 150 Einzelmessungen durchgeführt. Die Messungen dienten der Ermittlung von 5 Einzelschwingungsbildern und der Bestimmung der Energieabgabe während der impulsförmigen Belastung.

Die Stoßbelastung erfolgte durch einen drehbar gelagerten zweiarmligen Hebel, der durch eine Druckfeder (Auslösekraft 500 p) in Bewegung versetzt wurde. Die kurzzeitig wirkenden Stoßbelastungen wurden sowohl bei den Phantomversuchen als auch bei den Versuchen an einer Versuchsperson immer an demselben Zahn durchgeführt.

Für die einzelnen Meßreihen wurde nur seine Masse und durch Überkronung aus Metall, Keramik sowie Kunststoff seine Oberflächenbeschaffenheit verändert.

Ausgewertet wurden Schwingungsbilder, die sich nach einer impulsförmigen Belastung des Versuchszahnes mit einem Speicherbildoszillographen aufzeichnen ließen. Außerdem wurde in Vergleichen ermittelt, ob sich die während des Stoßes auf den Zahn übertragene Energiemenge mit der Verwendung unterschiedlicher Überkronungsmaterialien verändert.

Die Ergebnisse lassen sich wie folgt zusammenfassen:

A Versuche am Phantommodell

- 1) Die vertikale Auslenkung ist bei einem intakten Zahn signifikant größer als bei einem vergleichbaren mit Metall oder Keramik überkronten Zahn.

- 2) Die vertikale Auslenkung eines kunststoffüberkronten Zahnes ist signifikant am größten.
- 3) Die vertikale Auslenkung ist bei einem mit Kunststoff überkronten Zahn dann signifikant größer, wenn die Krone mit Zement befestigt wurde.
- 4) Die vertikale Auslenkung ist bei einer Metall- und Keramiküberkronung annähernd gleich.
- 5) Die Auslenkungsgeschwindigkeit eines Zahnes während seiner Vertikalbewegung ist bei einer Kunststoffüberkronung am höchsten.
- 6) Zwischen der Dämpfung der Zahnschwingung und der Art des Überkronungsmaterials besteht kein Zusammenhang. Die Dämpfung wird durch die Eigenschaften des Parodontiums bestimmt.
- 7) Die Frequenz der Zahnschwingung schwankt zwischen 714 Hz und 813 Hz (Phantomversuchsreihe 1), sowie 1843 Hz und 2040 Hz (Phantomversuchsreihe 2). Die Frequenz ist abhängig von den Eigenschaften des Parodontiums und von der Größe der Zahnmasse. Die Art des Überkronungsmaterials hat keinen Einfluß auf die Schwingungsfrequenz.
- 8) Die Schwingungsbilder weisen zwei auffällige Anteile auf:
 - a) schnelle Auslenkung aus der Ausgangslage mit langsamer Rückkehr zur Ausgangslage,
 - b) kürzer gedämpfter hochfrequenter Anteil während der Rückkehr zur Ausgangslage.

Die Schwingungsbilder sind in ihrer Grundstruktur identisch. Signifikante Unterschiede zeigen sich in erster Linie in der Höhe der ersten Amplitude, die der maximalen vertikalen Zahnauslenkung entspricht.

- 9) Die Energieaufnahme ist bei einem intakten Zahn signifikant geringer als bei einem mit Metall oder Keramik überkronten Zahn.
- 10) Die Energieaufnahme ist bei einem mit Kunststoff überkronten Zahn im Vergleich zu einem mit Metall oder Keramik überkronten Zahn signifikant am geringsten.
- 11) Die Stoßenergie wird nicht nur auf den Versuchszahn übertragen, sondern sie bewirkt auch eine Eigenverformung des stoßerzeugenden Hebels.

B Versuche an einer Versuchsperson

- 1) Die vertikale Auslenkung ist bei einem intakten, natürlichen Zahn signifikant größer als bei einem vergleichbaren überkronten Zahn.
- 2) Die vertikale Auslenkung ist bei einem intakten, gewichtsveränderten Zahn signifikant am größten.
- 3) Die vertikale Auslenkung ist bei einem mit Kunststoff überkronten Zahn signifikant am geringsten.
- 4) Die vertikale Auslenkung nimmt mit abnehmender Härte der Überkronungsmaterialien kontinuierlich ab.
- 5) Die Auslenkungsgeschwindigkeit ist beim intakten, gewichtsveränderten Zahn während seiner Vertikalbewegung signifikant am höchsten.
- 6) Zwischen der Dämpfung der Zahnschwingung und der Art des Überkronungsmaterials besteht kein Zusammenhang. Die Dämpfung wird durch die Eigenschaften des natürlichen Parodontiums bestimmt.
- 7) Die Frequenz der Zahnschwingung schwankt zwischen 1961 Hz und 2174 Hz. Die Frequenz ist abhängig von den Eigenschaften des Parodontiums und von der Größe der Zahnmasse. Die Art des Überkronungsmaterials hat keinen Einfluß auf die Schwingungsfrequenz.
- 8) Die Schwingungsbilder weisen zwei auffällige Anteile auf:
 - a) schnelle Auslenkung aus der Ausgangslage mit langsamer Rückkehr zur Ausgangslage,
 - b) kurzer gedämpfter hochfrequenter Anteil während der Rückkehr zur Ausgangslage.

Die Schwingungsbilder sind in ihrer Grundstruktur identisch. Signifikante Unterschiede zeigen sich in der ersten Amplitude, die der maximalen, vertikalen Zahnauslenkung entspricht.
- 9) Die Energieaufnahme ist bei einem mit Kunststoff überkronten Zahn im Vergleich zu einem mit Metall oder Keramik überkronten Zahn signifikant am geringsten.
- 10) Die Energieaufnahme ist bei einem mit Metall oder Keramik überkronten Zahn am größten.

Die Fragen der Problemstellung lassen sich folgendermaßen beantworten :

- 1) Nach einer impulsförmigen Belastung zeigt ein Zahn neben der Auslenkung aus der Ruhelage das Bild einer gedämpften, höher frequenten Schwingung.
- 2) Ein Überkronungsmaterial wie Kunststoff kann im Vergleich mit dem natürlichen Schmelzmantel des Zahnes die Energieaufnahme am Zahn verringern und damit das Belastungsverhalten beeinflussen. Auf das Schwingungsverhalten hat die Art des Überkronungsmaterials keinen Einfluß.
- 3) Der Einfluß des Befestigungsmaterials auf die Belastungsübertragung läßt sich nicht genau nachweisen.
- 4) Bei der Verwendung von "härteren" Überkronungsmaterialien wird bei der impulsförmigen Belastung mehr Energie übertragen als bei der Verwendung von "weicheeren" Materialien.

7. ANHANG (Tabellen)

7. 1. Tabellen der Meßergebnisse aus den Untersuchungen am Phantommodell

Da sich hinsichtlich der Schwingungscharakteristik der Mittelwertkurven bei allen Versuchsreihen keine wesentlichen Unterschiede ergaben, werden nur die physikalischen Meßwerte der Mittelwertkurven in Tabellen wiedergegeben.

Die Lage der Meßpunkte wird an einem schematisierten Schwingungsablauf (Abb. 15) dargestellt.

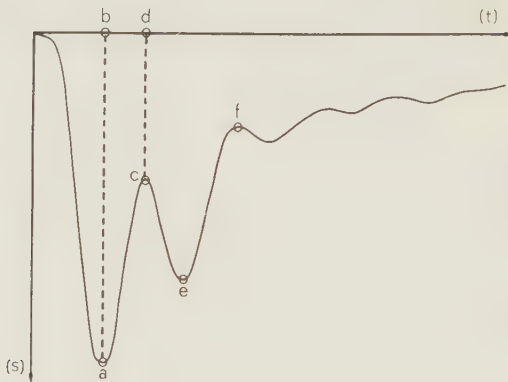


Abb. 15: Lage der Meßpunkte in einem schematisierten Schwingungsablauf

- a 1. Kurvenminimum = Max. vert. Zahnauslenkung
- b Zeitdauer bis zum 1. Kurvenminimum
- c 1. Kurvenmaximum
- d Zeitdauer bis zum 1. Kurvenmaximum
- e 2. Kurvenminimum
- f 2. Kurvenmaximum

Meßreihe 1: Unbeschlossener Zahn ohne Gewichtsangleich

Tabelle 1	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
	1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0.034 mm	a
	Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0.397 ms	b
	1. Kurvenmaximum	0.007 mm	c
	Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	1.036 ms	d
	2. Kurvenminimum	0.030 mm	e
	2. Kurvenmaximum	0.013 mm	f
	Zeit: Hebel vor	8.590 ms	
	Zeit: Hebel zurück	15.810 ms	
	Dämpfungsverhältnis	1.143	
	Schwingungsfrequenz	800 Hz	
	Energieabgabe = ΔE_{rot}	28.880 Joule	
	Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	70.410 %	

Meßreihe 2: Beschlossener Zahn mit Gewichtsangleich

Tabelle 2	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
	1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0.032 mm	a
	Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0.381 ms	b
	1. Kurvenmaximum	0.008 mm	c
	Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	1.054 ms	d
	2. Kurvenminimum	0.028 mm	e
	2. Kurvenmaximum	0.013 mm	f
	Zeit: Hebel vor	8.490 ms	
	Zeit: Hebel zurück	16.430 ms	
	Dämpfungsverhältnis	1.155	
	Schwingungsfrequenz	714 Hz	
	Energieabgabe = ΔE_{rot}	30.770 Joule	
	Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	74.600 %	

Meßreihe 3: Zahn mit Metallüberkronung Befestigungsmaterial: Temporan

Tabelle 3	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
	1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0.030 mm	a
	Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0.384 ms	b
	1. Kurvenmaximum	0.007 mm	c
	Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	1.025 ms	d
	2. Kurvenminimum	0.026 mm	e
	2. Kurvenmaximum	0.011 mm	f
	Zeit: Hebel vor	8.210 ms	
	Zeit: Hebel zurück	16.980 ms	
	Dämpfungsverhältnis	1.109	
	Schwingungsfrequenz	784 Hz	
	Energieabgabe = ΔE_{rot}	34.350 Joule	
	Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	75.000 %	

Meßreihe 4: Zahn mit Keramiküberkronung Befestigungsmaterial: Temporan

Tabelle 4	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
	1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0.029 mm	a
	Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0.379 ms	b
	1. Kurvenmaximum	0.006 mm	c
	Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	1.029 ms	d
	2. Kurvenminimum	0.024 mm	e
	2. Kurvenmaximum	0.007 mm	f
	Zeit: Hebel vor	8.410 ms	
	Zeit: Hebel zurück	16.880 ms	
	Dämpfungsverhältnis	1.222	
	Schwingungsfrequenz	727 Hz	
	Energieabgabe = ΔE_{rot}	32.200 Joule	
	Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	75.200 %	

Meßreihe 5: Zahn mit Kunststoffüberkronung Befestigungsmaterial: Temporan

Tabelle 5	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
	1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0.032 mm	a
	Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0.378 ms	b
	1. Kurvenmaximum	0.007 mm	c
	Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	1.030 ms	d
	2. Kurvenminimum	0.029 mm	e
	2. Kurvenmaximum	0.011 mm	f
	Zeit: Hebel vor	8.710 ms	
	Zeit: Hebel zurück	15.650 ms	
	Dämpfungsverhältnis	1.177	
	Schwingungsfrequenz	741 Hz	
	Energieabgabe = ΔE_{rot}	27.510 Joule	
	Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	68.900 %	

Meßreihe 6: Zahn mit Metallüberkronung Befestigungsmaterial: Zement

Tabelle 6	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
	1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0.030 mm	a
	Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0.391 ms	b
	1. Kurvenmaximum	0.006 mm	c
	Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	1.028 ms	d
	2. Kurvenminimum	0.027 mm	e
	2. Kurvenmaximum	0.011 mm	f
	Zeit: Hebel vor	8.390 ms	
	Zeit: Hebel zurück	16.230 ms	
	Dämpfungsverhältnis	1.099	
	Schwingungsfrequenz	775 Hz	
	Energieabgabe = ΔE_{rot}	31.550 Joule	
	Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	73.300 %	

Meßreihe 7: Zahn mit Keramiküberkronung Befestigungsmaterial: Zement

Tabelle 7	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
	1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0.030 mm	a
	Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0.396 ms	b
	1. Kurvenmaximum	0.007 mm	c
	Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	1.080 ms	d
	2. Kurvenminimum	0.026 mm	e
	2. Kurvenmaximum	0.011 mm	f
	Zeit: Hebel vor	8.370 ms	
	Zeit: Hebel zurück	16.330 ms	
	Dämpfungsverhältnis	1.149	
	Schwingungsfrequenz	758 Hz	
	Energieabgabe = ΔE_{rot}	31.890 Joule	
	Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	73.700 %	

Meßreihe 8: Zahn mit Kunststoffüberkronung Befestigungsmaterial: Zement

Tabelle 8	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
	1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0.043 mm	a
	Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0.408 ms	b
	1. Kurvenmaximum	0.010 mm	c
	Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	1.058 ms	d
	2. Kurvenminimum	0.039 mm	e
	2. Kurvenmaximum	0.016 mm	f
	Zeit: Hebel vor	8.430 ms	
	Zeit: Hebel zurück	15.820 ms	
	Dämpfungsverhältnis	1.099	
	Schwingungsfrequenz	813 Hz	
	Energieabgabe = ΔE_{rot}	30.460 Joule	
	Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	71.500 %	

Meßreihe 9: Unbeschlossener Zahn ohne Gewichtsangleich

Tabelle	9	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
		1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0.031 mm	a
		Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0.360 ms	b
		1. Kurvenmaximum	0.015 mm	c
		Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	0.609 ms	d
		2. Kurvenminimum	0.021 mm	e
		2. Kurvenmaximum	0.008 mm	f
		Zeit: Hebel vor	4.900 ms	
		Zeit: Hebel zurück	11.200 ms	
		Dämpfungsverhältnis	1.493	
		Schwingungsfrequenz	2010 Hz	
		Energieabgabe = ΔE_{rot}	20.600 Joule	
		Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	80.900 %	

Meßreihe 10: Beschlossener Zahn mit Gewichtsangleich

Tabelle	10	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
		1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0.030 mm	a
		Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0.383 ms	b
		1. Kurvenmaximum	0.013 mm	c
		Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	0.619 ms	d
		2. Kurvenminimum	0.023 mm	e
		2. Kurvenmaximum	0.008 mm	f
		Zeit: Hebel vor	4.800 ms	
		Zeit: Hebel zurück	12.400 ms	
		Dämpfungsverhältnis	1.257	
		Schwingungsfrequenz	1960 Hz	
		Energieabgabe = ΔE_{rot}	22.600 Joule	
		Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	85.000 %	

Meßreihe 11: Zahn mit Metallüberkronung Befestigungsmaterial: Temporan

Tabelle 11	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
	1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0.030 mm	a
	Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0.400 ms	b
	1. Kurvenmaximum	0.015 mm	c
	Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	0.660 ms	d
	2. Kurvenminimum	0.025 mm	e
	2. Kurvenmaximum	0.009 mm	f
	Zeit: Hebel vor	4.710 ms	
	Zeit: Hebel zurück	11.230 ms	
	Dämpfungsverhältnis	1.321	
	Schwingungsfrequenz	1932 Hz	
	Energieabgabe = ΔE_{rot}	22.670 Joule	
	Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	82.400 %	

Meßreihe 12: Zahn mit Keramiküberkronung Befestigungsmaterial: Temporan

Tabelle 12	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
	1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0.030 mm	a
	Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0.388 ms	b
	1. Kurvenmaximum	0.016 mm	c
	Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	0.646 ms	d
	2. Kurvenminimum	0.025 mm	e
	2. Kurvenmaximum	0.009 mm	f
	Zeit: Hebel vor	4.900 ms	
	Zeit: Hebel zurück	10.940 ms	
	Dämpfungsverhältnis	1.187	
	Schwingungsfrequenz	2040 Hz	
	Energieabgabe = ΔE_{rot}	20.390 Joule	
	Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	80.700 %	

Meßreihe 13: Zahn mit Kunststoffüberkronung Befestigungsmaterial: Temporan

Tabelle 13	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
	1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0.035 mm	a
	Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0.393 ms	b
	1. Kurvenmaximum	0.015 mm	c
	Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	0.646 ms	d
	2. Kurvenminimum	0.027 mm	e
	2. Kurvenmaximum	0.010 mm	f
	Zeit: Hebel vor	4.850 ms	
	Zeit: Hebel zurück	10.140 ms	
	Dämpfungsverhältnis	1.221	
	Schwingungsfrequenz	1970 Hz	
	Energieabgabe = ΔE_{rot}	19.990 Joule	
	Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	77.100 %	

Meßreihe 14: Zahn mit Metallüberkronung Befestigungsmaterial: Zement

Tabelle 14	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
	1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0.032 mm	a
	Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0.364 ms	b
	1. Kurvenmaximum	0.015 mm	c
	Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	0.650 ms	d
	2. Kurvenminimum	0.025 mm	e
	2. Kurvenmaximum	0.009 mm	f
	Zeit: Hebel vor	4.780 ms	
	Zeit: Hebel zurück	10.930 ms	
	Dämpfungsverhältnis	1.262	
	Schwingungsfrequenz	1843 Hz	
	Energieabgabe = ΔE_{rot}	21.640 Joule	
	Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	81.900 %	

Meßreihe 15: Zahn mit Keramiküberkronung Befestigungsmaterial : Zement

Tabelle 15	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
	1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0,030 mm	a
	Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0,364 ms	b
	1. Kurvenmaximum	0,014 mm	c
	Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	0,657 ms	d
	2. Kurvenminimum	0,025 mm	e
	2. Kurvenmaximum	0,009 mm	f
	Zeit: Hebel vor	4,760 ms	
	Zeit: Hebel zurück	10,920 ms	
	Dämpfungsverhältnis	1,198	
	Schwingungsfrequenz	2000 Hz	
	Energieabgabe = ΔE_{rot}	21,850 Joule	
	Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	81,100 %	

Meßreihe 16: Zahn mit Kunststoffüberkronung Befestigungsmaterial : Zement

Tabelle 16	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
	1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0,033 mm	a
	Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0,371 ms	b
	1. Kurvenmaximum	0,013 mm	c
	Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	0,629 ms	d
	2. Kurvenminimum	0,025 mm	e
	2. Kurvenmaximum	0,009 mm	f
	Zeit: Hebel vor	4,710 ms	
	Zeit: Hebel zurück	10,610 ms	
	Dämpfungsverhältnis	1,252	
	Schwingungsfrequenz	2020 Hz	
	Energieabgabe = ΔE_{rot}	22,100 Joule	
	Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	80,200 %	

7. 2. Meßergebnisse aus den Untersuchungen an einer Versuchsperson

Meßreihe 1: Natürlicher Zahn ohne Gewichtsausgleich

Tabelle 17	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
	1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0.027 mm	a
	Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0.397 ms	b
	1. Kurvenmaximum	0.016 mm	c
	Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	0.645 ms	d
	2. Kurvenminimum	0.023 mm	e
	2. Kurvenmaximum	0.009 mm	f
	Zeit: Hebel vor	4.070 ms	
	Zeit: Hebel zurück	14.630 ms	
	Dämpfungsverhältnis	1.173	
	Schwingungsfrequenz	2174 Hz	
	Energieabgabe = ΔE_{rot}	34.040 Joule	
	Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	92.000 %	

Meßreihe 2: Natürlicher Zahn mit Gewichtsausgleich

Tabelle 18	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
	1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0.032 mm	a
	Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0.413 ms	b
	1. Kurvenmaximum	0.021 mm	c
	Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	0.688 ms	d
	2. Kurvenminimum	0.029 mm	e
	2. Kurvenmaximum	0.013 mm	f
	Zeit: Hebel vor	4.240 ms	
	Zeit: Hebel zurück	13.500 ms	
	Dämpfungsverhältnis	1.107	
	Schwingungsfrequenz	2000 Hz	
	Energieabgabe = ΔE_{rot}	30.590 Joule	
	Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	90.000 %	

Meßreihe 3: Zahn mit Metallüberkronung Befestigungsmaterial: Zement

Tabelle 19	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
	1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0.024 mm	a
	Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0.398 ms	b
	1. Kurvenmaximum	0.010 mm	c
	Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	0.613 ms	d
	2. Kurvenminimum	0.023 mm	e
	2. Kurvenmaximum	0.011 mm	f
	Zeit: Hebel vor	4.120 ms	
	Zeit: Hebel zurück	15.580 ms	
	Dämpfungsverhältnis	1.080	
	Schwingungsfrequenz	2040 Hz	
	Energieabgabe = ΔE_{rot}	33.450 Joule	
	Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	92.900 %	

Meßreihe 4: Zahn mit Keramiküberkronung Befestigungsmaterial: Zement

Tabelle 20	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
	1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0.021 mm	a
	Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0.375 ms	b
	1. Kurvenmaximum	0.009 mm	c
	Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	0.595 ms	d
	2. Kurvenminimum	0.025 mm	e
	2. Kurvenmaximum	0.006 mm	f
	Zeit: Hebel vor	3.900 ms	
	Zeit: Hebel zurück	14.100 ms	
	Dämpfungsverhältnis	0.881	
	Schwingungsfrequenz	2150 Hz	
	Energieabgabe = ΔE_{rot}	37.090 Joule	
	Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	92.300 %	

Meßreihe 5: Zahn mit Kunststoffüberkronung Befestigungsmaterial: Zement

Tabelle 21	Bezeichnung	Meßwert (M)	Meßpunkt
	1. Kurvenmin. = Max. vert. Zahnauslenkung	0.020 mm	a
	Zeit bis zum 1. Kurvenmin.	0.387 ms	b
	1. Kurvenmaximum	0.009 mm	c
	Zeit bis zum 1. Kurvenmax.	0.618 ms	d
	2. Kurvenminimum	0.021 mm	e
	2. Kurvenmaximum	-0.001 mm	f
	Zeit: Hebel vor	3.890 ms	
	Zeit: Hebel zurück	12.300 ms	
	Dämpfungsverhältnis	0.992	
	Schwingungsfrequenz	1961 Hz	
	Energieabgabe = ΔE_{rot}	36.400 Joule	
	Energieabgabe in % der Anfangsenergie d. Hebels	90.000 %	

8. SCHRIFTTUM

- 1 ANDREAE, G., EICHNER, K., ROHRBACH, CHR.
Messung der Eigenfrequenz menschlicher Zähne und ihrer Variation beim
Bissen und Schließen mit einem ansetzbaren, kleinen Induktionsschwin-
gungsmesser.
Zahnärztl. Rdsch. H. 2, 49 (1960).
- 2 BECK, G.
Untersuchungen über das Verhalten menschlicher Zähne beim Kauvorgang.
Dtsch. zahnärztl. Z. 11, 162 (1956).
- 3 BEYELER, K., DREYFUS, J.
Prinzip einer elektro-dynamischen Apparatur zur Messung des Lockerungs-
grades der Zähne.
Parodontologie 1, 113 (1947).
- 4 BOLLINGER, K., LUKAS, D.
Belastungsempfinden oberer Eckzähne.
Dtsch. zahnärztl. Z. 29, 283 (1974).
- 5 DIEMER, R.
Die physiologische Zahnbewegung.
Med. Diss. Tübingen 1965.
- 6 DRUM, W.
Autodestruktion des stomatognathischen Systems.
Parodontologie 10, 23 (1958); H. 11, 37 (1958); H. 12, 31 (1958);
H. 1, 29 (1959); H. 2, 33 (1959); H. 3, 31 (1959); H. 4, 27 (1959);
H. 5, 49 (1959).
- 7 ELBRECHT, E.
Beitrag zur Bestimmung des Lockerungsgrades der Zähne.
Paradentium 11, 138 (1939).
- 8 FRÖHLICH, E.
Gewebseveränderungen bei der traumatischen Okklusion, zugleich ein Beitrag
zu den tiefen Zahnbetterkrankungen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 9, 302 (1954).

Die Parafunktionen, Symptomatologie, Ätiologie und Therapie.
Dtsch. zahnärztl. Z. 21, 536 (1966).

Die Struktur des Desmodonts (Wurzelhaut) in Abhängigkeit von Richtung
und Intensität seiner Beanspruchung.
Dtsch. zahnärztl. Z. 22, 798 (1967).

- 9 GERTHSEN, CH., KNESER, H. O., VOGEL, H.
Lehrbuch der Physik.
Springer Verlag, Berlin 1974.
- 10 HEINROTH, H.
Klinische Untersuchungen, Kaudruckmessung.
Die Fortschritte der Zahnheilkunde, Bd. I - IV, 110 - 130 (1928).
- 11 HOFMANN, M.
Ein Gerät zur quantitativen und qualitativen Bestimmung der Bewegungsbahn
des Zahnes.
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 721 (1962).

Das Kraft-Weg-(Zeit) - Diagramm in der Periodontometrie.
Dtsch. Zahnärztebl. XVII, H. 6, 143 (1963).

Zahnbeweglichkeit - Bestimmung und Analyse.
Dtsch. zahnärztl. Z. 18, 924 (1963).

HOFMANN, M., AST, D., DIEMER, R.
Untersuchungen über das elastische Verhalten der Wurzelhaut, des alveo-
lären Knochens und der Wurzelhartschichten.
Dtsch. Zahnärztebl. XX, H. 20, 639 (1966).
- 12 HÖFLING, O.
Lehrbuch der Physik.
Ferd. Dummlers Verlag, Bonn 1959.
- 13 JUNG, F.
Elastizität der Skeletteile des jugendlichen Gebißsystems.
Fortschr. Kieferorthop. Bd. 13, H. 2, 56 (1952).

- 14 KLÖTZER, W. T., LANGE LAND, K.
Tierexperimentelle Prüfung von Materialien und Methoden der Kronen-
und Brückenprothetik.
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 83, 163 (1973).
- 15 KÖRBER, K. H.
Selektives und integriertes Messen der Kaukraft im vollbezahnten Kiefer.
Zahnärztl. Rdsch. 71, 421 (1962).

Die elastische Deformierung menschlicher Zähne.
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 691 (1962).

KÖRBER, K. H., KÖRBER, E.
Biegeschwingungen menschlicher Zähne.
Dtsch. Zahnärztebl. 16, 388 (1962).

KÖRBER, K. H.
Elektronisches Messen der Zahnbeweglichkeit.
Dtsch. Zahnärztebl. 16, 605 (1962).

Untersuchungen zur Biophysik des Parodontiums.
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 1585 (1962).

Untersuchung über die kaufunktionelle Beanspruchung des Zahnes.
Dtsch. zahnärztl. Z. 18, 576 (1963).

Untersuchungen zur Physiologie des parodontalen Gefäßsystems.
Dtsch. zahnärztl. Z. 18, 1092 (1963).

Impulsform des Zahnkontaktes - dynamische Beanspruchung des Parodontiums.
Dtsch. zahnärztl. Z. 24, 629 (1969).

Elektronische Perkussionsdiagnostik am Zahn.
Zahnärztl. Prax. 21, 151 (1970).

Zahnärztliche Prothetik Bd. 1
Funktionslehre, Gnathologie, Traumatologie.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1975.

- 16 KUPFERSCHMID, H. P.
Experimentelle Untersuchungen über Eigenschwingungen menschlicher
Zähne im normalen Parodontium.
Med. Diss. Freiburg 1971.
- 17 LEHMANN, K.
Elektronisches Messen der Zahnbeweglichkeit. Fehlermöglichkeiten und
praktische Anwendung.
Med. Diss. Tübingen 1964.
- 18 LOEWENSTEIN, W. R., RATHKAMP, R.
A Study on the Pressoreceptive Sensibility of the Tooth.
J. dent. Res. 34, 287 (1955).
- 19 LUDWIG, P.
Untersuchungen zur Frage der Unterkieferverlagerung bei isometrischer
Kontraktion der Kaumuskulatur.
Dtsch. zahnärztl. Z. 28, 901 (1973).
- Die Kraftentwicklung der Kaumuskulatur und ihre sensorische Steuerung.
Dtsch. zahnärztl. Z. 30, 797 (1975).
- 20 MARTINKO, V.
Einige Gedanken zum Problem der Messungen von Kräften bei Kauvorgängen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 20, 910 (1965).
- Bestimmt das Desmodont (Wurzelhaut) die Belastungsgrenze des Zahnes?
Dtsch. zahnärztl. Z. 23, 910 (1968).
- 21 MARXSKORS, R.
Statische und physiologische Überlegungen über die Auswirkung von Kräften,
die an der Zahnkrone angreifen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 1359 (1962).
- 22 MÜHLEMANN, H. R.
Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit.
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. Bd. 61, 1 (1951).

MÜHLEMANN, H. R., FEHR, C.

Zur Beurteilung des Parodonts vermittle Zahnbeweglichkeitsmessungen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 11, 634 (1956).

MÜHLEMANN, H. R., RATEITSCHAK, K. H.

Mechanische und elektronische Zahnbeweglichkeitsmessungen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 18, 1352 (1963).

- 23 O'LEARY, T. J.

III. Okklusion und Artikulation. Die Beweglichkeit der Zähne.
Dental Report S. 123.
Medica Verlag Stuttgart 1970.

- 24 PARFITT, G. J.

Measurement of the Physiological Mobility of Individual Teeth in an
Axial Direction.
J. dent. Res. 39, 608 (1960).

The Dynamics of a tooth in function.

J. Periodont. 32, 103 (1961).

- 25 PICTON, D. C.

A Method of Measuring Physiological Tooth Movement in Man.
J. dent. Res. 36, 814 (1957).

- 26 PFLOMM, A.

Elektronisches Messen der Zahnbeweglichkeit. Einfluß der manuellen
Kraftübertragung auf das Messergebnis.
Med. Diss. Tübingen 1964.

- 27 SCHULTE, W.

Die Muskelentspannung der Arthropathien des Kiefergelenks - zugleich ein
Beitrag zur Steuerung des muskulo-mandibulären Bewegungssystems.
Dtsch. zahnärztl. Z. 22, 858 (1967).

- 28 SIIRILÄ, H. S., LANE, P.

The tactile sensibility of the periodontium to slight axial loadings
of the teeth.
Acta odont. skandinav. 21, 415 (1963).

- 29 UHLIG, H.
Über die Kaukraft.
Dtsch. zahnärztl. Z. 8, 30 (1953).
- 30 WEIKART, P.
Werkstoffkunde für Zahnärzte 4. Auflage.
Carl Hanser Verlag, München 1966.
- 31 WERNER, V.
Vergleichende Untersuchungen verschiedener Parodontosebehandlungen
mittels einer neuen metrischen Methode.
Paradentium 14, 44 (1942).
- 32 ZWIRNER, E.
Verwendungsmöglichkeiten des Kathodenstrahloszillographen zu Forschungs-
zwecken in der Zahn-Mund-Kieferheilkunde.
Dtsch. zahnärztl. Z. 4, 794 (1949).

Nachweis von Zahnbewegungen im Tierversuch.
Dtsch. zahnärztl. Z. 6, 39 (1951).

Dreidimensionales, dynamisch-quantitatives Messen von Zahnbewegungen
im Tierversuch.
Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferheilk. Bd. 20, 217 (1954).

Herrn Professor Dr. M. Hofmann danke ich
für die Durchsicht der vorliegenden Arbeit.

Herrn Akad. Oberrat Dr. P. Ludwig danke
ich für die Überlassung des Themas, sowie
die Durchsicht und Korrektur der Arbeit.

LEBENS LAUF

Ralf-Theodor Schley 1945	Feldstraße 14 8521 Weiher am 23. Juli in Celle geboren Vater: Hans Jürgen Schley Mutter: Felizitas Schley, geb. Cremer
1952 - 1961	Besuch der Volksschulen in Celle, Brühl, Bad Godesberg
1961 - 1967	Besuch des Evangelischen Aufbaugymnasiums Herchen - Sieg Zeugnis der Reife am 10. 7. 67
1967 - 1969	Wehrdienst und Ersatzdienst
1969 - 1975	Studium der Zahnheilkunde an der Universität Erlangen - Nürnberg
1972	Zahnärztliche Vorprüfung am 29. 9. 1972
1975	Zahnärztliche Prüfung am 24. 6. 1975 Approbation als Zahnarzt am 30. 6. 1975
1975 - 1977	Tätigkeit als Verwalter der Dienstgeschäfte eines wissenschaftlichen Assistenten in der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Universität Erlangen - Nürnberg

Offsetdruck-Fotodruck

J. Hogl, 8520 Erlangen, Hauptstr. 109 (Nähe Martin-Luther-Platz) Tel. 22990